



TITLE:

マイクロフォーカスX線CTを用いた3次元形状計測の歯学領域への応用に関する研究( Dissertation\_全文 )

AUTHOR(S):

亀川, 正之

---

CITATION:

亀川, 正之. マイクロフォーカスX線CTを用いた3次元形状計測の歯学領域への応用に関する研究. 京都大学, 2009, 博士(工学)

ISSUE DATE:

2009-03-23

URL:

<https://doi.org/10.14989/doctor.k14615>

RIGHT:

## 目次

第1章	緒論	1
1.1	背景	1
1.1.1	咬合	1
1.1.2	咬合の計測	2
1.1.3	歯列模型の3次元計測	3
1.2	マイクロフォーカス X 線 CT	4
1.3	本研究の目的	5
1.4	研究の概要	5
第2章	マイクロフォーカス X 線 CT の進歩	9
2.1	X 線 CT の歴史	9
2.2	X 線投影の原理	11
2.3	医療用 X 線 CT と産業用 X 線 CT	13
2.4	歯科用 X 線 CT	15
2.5	高エネルギー X 線 CT	15
2.6	X 線 CT 装置の構成要素	16
2.6.1	X 線源	17
2.6.2	X 線検出器	18
2.7	X 線 CT の原理	21
2.8	3 次元の表示方法	23
2.9	スキャンモード	25
2.10	CT 撮影パラメータ	26
2.11	3 次元モデリングと閾値	31
2.12	リバーエンジニアリングへの応用	34
2.13	X 線装置の開発動向	38
2.13.1	高分解能化	38
2.13.2	演算の高速化	40
2.14	まとめ	41
第3章	マイクロフォーカス X 線 CT を用いた歯列石膏模型の3次元形状計測	45
3.1	緒言	45
3.2	試験方法および解析方法	45
3.2.1	撮影条件	45
3.2.2	上下顎歯列モデルの重ね合わせ	46
3.2.3	精度検証 (XY 平面)	46
3.2.4	精度検証 (Z 方向)	48
3.2.5	繰り返し計測精度	49
3.2.6	光学式計測手法との比較	49

3.2.7	上下顎歯列模型の距離分布計測 .....	50
3.3	結果および考察 .....	53
3.3.1	精度検証 (XY 平面) .....	53
3.3.2	精度検証 (Z 方向) .....	55
3.3.3	繰り返し計測精度 .....	57
3.3.4	光学式計測手法との比較 .....	58
3.3.5	上下顎歯列模型の距離分布計測 .....	60
3.4	結言 .....	63
第4章	マイクロフォーカスX線 CT を用いた石膏模型の3次元形状計測による咬合治療評価 .....	65
4.1	緒言 .....	65
4.2	試験方法および解析方法 .....	66
4.2.1	対象とする被験者 .....	66
4.2.2	印象採得 .....	66
4.2.3	咬合状態の評価手順 .....	68
4.2.4	咬合調整箇所の見視化 .....	68
4.2.5	バイトの直接計測 .....	69
4.3	結果および考察 .....	69
4.3.1	咬合治療の評価 .....	69
4.3.2	咬合調整箇所の見視化 .....	71
4.3.3	バイトの直接計測 .....	72
4.3.4	歯根膜の影響 .....	74
4.3.5	今後の展開について .....	76
4.4	結言 .....	77
第5章	マイクロフォーカスX線 CT を用いたゴム印象の3次元形状計測 .....	79
5.1	緒言 .....	79
5.2	試験方法および解析方法 .....	80
5.2.1	撮影条件 .....	80
5.2.2	シリコンゴム印象 .....	80
5.2.3	モデル作成手順 .....	81
5.2.4	精度検証 (1) .....	82
5.2.5	精度検証 (2) .....	82
5.2.6	精度検証 (3) .....	83
5.2.7	石膏模型から得られたモデルとの比較 .....	84
5.3	結果および考察 .....	84
5.3.1	精度検証 (1) .....	84
5.3.2	精度検証 (2) .....	84
5.3.3	精度検証 (3) .....	88

5.3.4	石膏模型から得られたモデルとの比較 .....	89
5.4	結言 .....	91
第6章	マイクロフォーカス X 線 CT を用いた上顎変形の計測 .....	93
6.1	緒言 .....	93
6.2	実験方法および解析方法 .....	95
6.2.1	咬合圧による上顎の変形 .....	95
6.2.2	トレーを用いた圧接による上顎の変形 .....	95
6.2.3	頭蓋標本における上顎骨の厚み計測 .....	97
6.3	結果および考察 .....	98
6.3.1	咬合圧による上顎の変形 .....	98
6.3.2	トレーを用いた圧接による上顎の変形 .....	99
6.3.3	頭蓋標本における上顎骨の厚み計測 .....	103
6.4	結言 .....	105
第7章	結論および今後の展開について .....	107
謝 辞	.....	109
本研究に関する発表論文および講演	.....	111
特許リスト	.....	113



## 第1章 緒論

### 1.1 背景

#### 1.1.1 咬合

噛み合わせ（咬合：Occlusion）は歯科領域、特に補綴（ほてつ）分野では古くから重要なテーマのひとつである。咬合は下顎が閉じる過程、閉じている状態、もしくは上下顎の接触関係、咬合面間の静的関係などと定義され[1]、咬合を対象とする学問、咬合学は、単なる上下顎の関係や運動のみならず、それとかかわる咀嚼筋、中枢神経系を含む大きな学問領域を示す。

咬合は、顎口腔機能の回復という点で補綴科をはじめ、全ての歯科診療領域に関わっており、正しい咬合の獲得と維持は歯科治療の基本である。しかし咬合については様々な考え方や研究が発表されているものの、決定的に正しいとされる理論発見には至っておらず、今なおその考えは変遷を続けている[2]。

咬合の状態の定量的把握は咬合を理解する上での第一歩である。複雑な上下顎の3次元歯列形状の計測だけでなく、上顎および下顎の位置関係に注目する必要がある。上顎および下顎を独立した2つの剛体とみなし、各々の3次元形状と、上顎に対する下顎の相対的な3次元的位置関係を6軸の自由度（パラメータ）を用いて表現することができれば、咬合の静的状態を定量的に把握したといえる。また計測結果を数値化できることと、データを保存できることが必要となる。

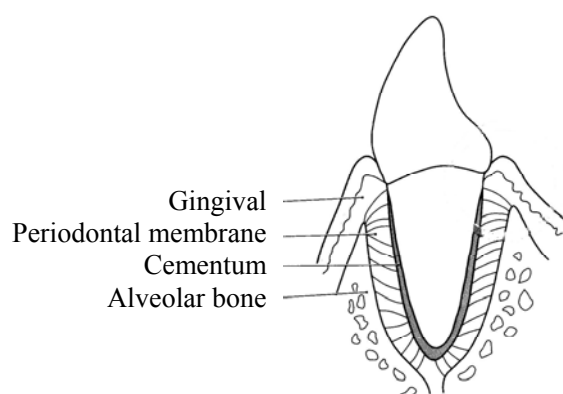


Fig. 1.1 Periodontal Tissue [3].

さらに、実際の咬合は下顎の運動を伴うため、上記の6軸パラメータを時系列で把握することも重要となる。また歯周組織（図 1.1、Periodontal Tissue）の歯根膜（Periodontal membrane）がクッションの役割を果たし、咬合圧によって咬合面が  $20\ \mu\text{m}$  程度変位する。各々の歯の形状、位置関係、噛み合わせ時の圧力分布、変位を総合

的に3次元情報として捕らえることができれば、咬合の状態を定量的に把握したといえるが非常に複雑である。

### 1.1.2 咬合の計測

咬合の計測が、咬合診断や治療の評価に重要であることは言うまでもないが、実際の臨床現場では、定量的とはいえない古典的手法が依然用いられている。例の一つとして咬合紙がある。咬合紙は両面に赤や青の色のついた薄い紙で、被験者に噛ませて、歯と歯が強く接触した箇所に色を転写することができる[4]。咬合調整において利用されるが、歯の表面に色が残るだけで客観的データとして保存することはできない。また、接触した位置（隙間が0の領域）を判別していることになるが、上下の咬合面間距離を計測しているわけではない。歯根膜の影響で、咬合圧がかかった状態では歯が沈むため、噛み方によっては早期接触（最も最初に接触した部位）が識別できない場合もある。

上顎および下顎の3次元形状およびその位置関係（咬合位）を、口腔外で模型を用いて再現するための装置が咬合器である。口腔内の上下顎の位置関係を、ワックスやシリコンペーストで記録したものをチェックバイト（Check Bite、以下バイトと略す）と呼んでいる[4]。このバイトを挟んだ状態で上下顎の石膏模型を咬合器に装着する。咬合器では、顎運動を再現できるが、そのためには正確に顎関節の位置を咬合器上で再現する必要がある。このためフェイスボウトランスファ（Face-Bow Transfer）と呼ばれる器具を用いて、上顎歯列と顎関節の関係を採得し、咬合器の開閉軸の位置に対する上顎模型の取り付け位置を決定する。これらの手法は、さまざまな咬合位を再現でき、また補綴物の装着状態を視覚的に確認できるため、歯科治療の現場では不可欠の器具ではあるが、計測手段とはいえず、定量的ではない[5]。またデータとして咬合の状態を記録保存することはできない[6]。

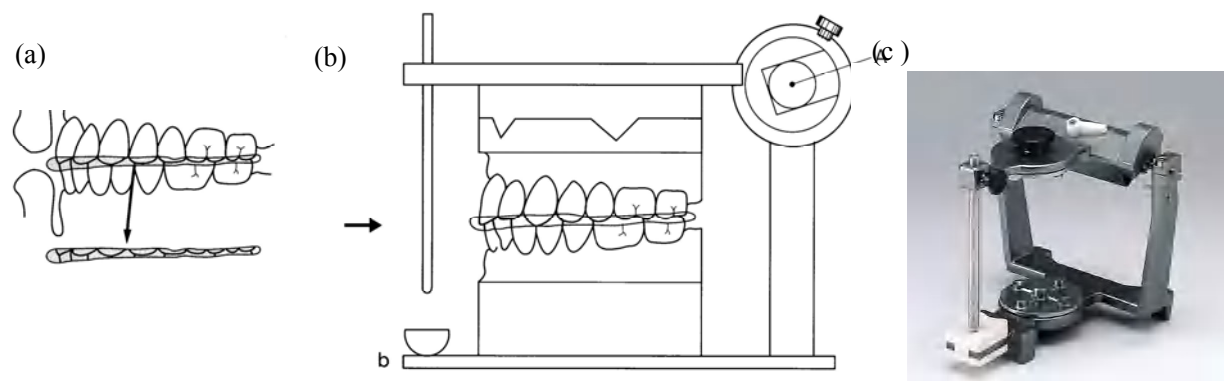


Fig. 1.2 Check Bite and Articulator.

(a) Check bite extraction, (b) Mounting on Articulator, (c) Articulator (Yamahachi Dental Materials).

圧力を電気抵抗に変換するデバイスをシート状に印刷したTスキャンと呼ばれるセンサーが開発されている[7]。口腔内に挿入してセンサーの出力をパソコンに接続し、咬合圧分布を数値化できる。しかしながらこのセンサーは、厚みが咬合紙に比べて厚く（約 0.1mm）固いため、被験者がどうしても噛んでいることを意識してしまう、すなわち普通に噛んでいる状態とは異なった咬合圧分布になってしまい、再現性に問題がある。実際に早期接触のある位置と圧力の高い位置との間に因果関係が認められないとの報告例もある[8]。さらに本センサーは空間分解能が約 1mm と大きく、また歯列模型の形状と重ね合わせることもできないので、診断に役立てるには不十分である。

### 1.1.3 歯列模型の3次元計測

上顎および下顎の3次元形状計測と、上顎に対する下顎の相対的な位置関係の計測のうち、歯列形状については、補綴物のCAD/CAM化を目的として、コンピュータの3次元形状モデルを構築する試みが広まっている[9]。石膏模型上でインレー（inlay、詰め物）やクラウンなどの補綴物をワックスで成形後、ロストワックス法により製作する従来の工程が全てコンピュータ上で行うことができるようになるため、歯科技工の分野に大きな変革をもたらすものと期待されている。

3次元形状計測手法には接触式と非接触式がある。接触式の代表例としては3次元測定器があり、センサープローブが表面形状をトレースする。測定ポイントの数に比例して測定時間がかかるので、歯列のような複雑な3次元曲面には不向きである。計測速度の点では非接触の光学式3次元スキャナが有利であり、歯列模型計測への応用が広がっている[10-12]。光学式手法には、レーザーを物体に照射し、反射してきた光をセンサーで受けて距離を計測する三角測量の原理を用いた方式や、物体上にモアレパターンを照射して、そのパターンから3次元形状を求める方式がある。単一の歯の形状測定では、光学式は接触式と同等の精度を持っていることが報告されている[13]。実際にCAD/CAMシステムと併用することで、短時間に補綴物を製作できるようになってきた[14]。このCICEROシステムでは歯列の一部にしか適応できないが、分解能  $10\mu\text{m}$ 、精度  $50\mu\text{m}$  程度であり、単一の歯の修復の目的においては実用上十分である[14]。しかしながら複雑な歯列全体の撮影には課題が多い[15-17]。

光学式では本質的に光が届かない箇所は計測できない。凹凸を厳密に再現するためには、複数の角度から計測しデータを合成する必要がある。クラウンで修復する場合、歯頸部（マージン部）に隙間ができると歯が繁殖し、う蝕（虫歯）の原因になる。歯



頸部は最も正確に形状を把握しないといけない部位である。歯列模型を一本ごとに分離して全周方向から光学式で測定すれば、歯頸部の凹凸を把握することは可能であるが、模型を分割しない状態でアーチ全体を計測する場合には、歯と歯の隙間に光が届かないため計測できない。計測できなかった領域ではデータは欠落するが、ソフトウェアによっては自動的に欠落領域を補間するため、実際の形状と異なったモデルになってしまう場合がある。

上顎に対する下顎の相対的な位置関係を光学式手法で計測しようという試みもなされている。しかしながら光学式では表と裏とを同時に計測できないために、上下模型およびバイトの各々を複数回に分けて計測する必要がある、誤差が累積するなど、その計測精度は 0.2mm 程度であり十分とはいえない[17]。

## 1.2 マイクロフォーカス X 線 CT

医療分野で応用されている X 線 CT が、産業分野でも利用されるようになって久しい。特に焦点サイズが  $50\ \mu\text{m}$  以下のマイクロフォーカス X 線源が開発されて以降、電子部品、実装基板(プリント基板)の非破壊検査[18,19]、アルミダイキャストの欠陥検査などの領域で広く用いられるようになってきた。医療用の CT と比較して、焦点サイズが  $\mu\text{m}$  オーダーであることと、X 線源と被写体の回転中心との距離が自由に変えられるため高拡大撮影が可能であるという特徴がある。得られた CT 画像から物体の輪郭を抽出し、ポリゴン (polygon) と呼ばれる 3 角形の頂点の集合体でできたモデルに変換することが可能である。CAD/CAM に利用されるソフトウェアによって、ポリゴンを読み込むことが可能になり、形状比較や寸法計測がコンピュータ上で行えるようになってきた。

歯科分野においてもマイクロフォーカス X 線 CT の利用が広まっている。根管の形状を精密に計測し、治療手法のシミュレーションを行った例や[20]、クラウンの製作において隙間の計測にマイクロフォーカス X 線 CT を利用した事例[21]、応力解析のためのモデリングに利用する試みなどが報告されている[22]。またインプラント埋入周辺の骨の断面観察にもマイクロフォーカス X 線 CT が利用されている[23-25]。しかしながら、これらの利用は単一歯の計測にとどまっており、全体の歯列形状の精密計測に応用した事例の報告はない。

### 1.3 本研究の目的

これまで上顎および下顎歯列の3次元形状計測と、上顎に対する下顎歯列の相対的な位置関係を計測した事例の報告はない。本研究では、マイクロフォーカスX線CTを用いて上顎および下顎歯列の3次元形状およびその位置関係（咬合位）を計測する新しい手法を考案した。歯列形状の採得のための印象材の精度を考慮し、目標計測精度を $50\mu\text{m}$ とした。印象採得を前提とし、咬合圧や咬合面の変位は測定項目からは除外した。

本研究の目的は、計測精度など、臨床に応用するに当たっての課題を検証すること、および実際の咬合治療の事例に注目し、治療の前後における歯列形状や咬合位の変化を定量的に計測できることを示すことである。咬合の定量的把握により、咬合研究そのものの推進が期待できる。

### 1.4 研究の概要

第2章ではマイクロフォーカスX線CTの技術進歩について解説する。X線の簡単な原理を解説し、X線の発見から産業用への応用の歴史や、医療用と産業用のCT装置の違いについて説明する。高分解能の形状計測を可能にしたマイクロフォーカスX線源や検出器などの要素技術、およびシステム構成について述べる。実際のX線透視装置やCT装置を紹介し、電子デバイスの信頼性評価に応用した事例を紹介する。また、CT画像をもとに3次元のモデリングを行った事例や、構造解析シミュレーションに応用した事例を紹介する。最新の技術動向として、より高分解能化、より高速化の試みについても解説する。

第3章では、歯科領域への応用として、マイクロフォーカスX線CTを用いた歯列石膏模型および上下顎モデル間の距離分布計測手法を考案した。標準ゲージを作成し、接触式計測手法との比較によって精度の検証を行った。また実際の歯列模型を用いて、光学式計測手法との比較を行った。アルミ製のマーカーを上顎模型に装着し、バイトとセットで計測する手法により、上下顎の位置関係を精密に計測した。教育用標準模型を用いて、実際の模型間の隙間の距離分布を計測し、歯列の3次元モデルに分布を重ねて表示できることを示した。

第4章では、上下顎の3次元歯列形状と、その距離分布を定量的に計測する手法を実際の咬合治療に応用した事例を紹介する。歯列の3次元モデルに、咬合距離の分布を重ねて表示し、咬合治療の前後において、歯列間距離が変化したことを明らかにし

た。また、咬合調整前後のモデルを比較し、どの領域をどの程度削ったかを可視化した。今回の事例では、治療の前には中切歯が早期接触していたが、術後は全体的に距離が短くなった。特に距離が 0.15 mm 以下の領域が術前には 1箇所だったのが 5箇所に増加したことがわかった。すべての臼歯部の距離が短くなったことで、治療の効果があったことを示した。咬合治療のプロセスを定量的に把握した初めての事例である。

第 5 章では、シリコーンゴム印象の形状を直接計測する手法を提案した。印象から石膏模型への変換プロセスが不要になるため精度が向上する。印象は歯列の凸部が凹部であるため、光学式では計測は困難である。また接触式 3 次元測定器も、プローブが挿入できないので印象の表面をトレースすることができない。マイクロフォーカス X 線 CT がシリコーンゴム印象の形状を計測できる唯一の手段である。

第 6 章では実際の咬合治療において得られた興味深い観察事例を紹介する。咬合圧がかかる前後の上顎の 3 次元形状を比較したところ、上顎のアーチの空間が広がるような形状変化が見られた。成長期には噛むことで上顎骨を広げる力が加わり、骨のリモデリングが進むことは知られているが、成人においても噛む力によって上顎の変形が起こっている可能性が示唆された。均等な上顎の変形は、理想的な咬合圧によって起こると考えられ、治療効果の判断材料の一つになる。また上顎のアーチ部に印象材を介して荷重を加えた場合の上顎変形についても報告する。最後に今後の研究の方向性について述べる。

## 第 1 章の参考文献

- [1] 日本補綴歯科学会編、歯科補綴学専門用語集、医歯薬出版株式会社
- [2] 加古谷野 潔、臨床に役立つ咬合学の変遷、歯科技工、Vol. 31, No. 12, 2003.
- [3] 藍 稔、補綴臨床に必要な顎口腔の基礎知識、学建書院
- [4] K Baba, Y. Tsukiyama, G.T. Clark. Reliability, validity, and utility of various occlusal measurement methods and techniques. J of Prosthetic Dent 2000; 83: 83-89.
- [5] D. S. Durbin, C. Sadowsky. Changes in tooth contacts following orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofacial Ortop 1986; 90:375-382.
- [6] S. Davies, a Ziad Al-Ani, H. Jeremiah, D. Winston, P. Smith. Reliability of recording static and dynamic occlusal contact marks using transparent acetate sheet. J Prosthetic Dent 2005; 94(5): 458-461.
- [7] 咬合接触検査装置 T スキャンカタログ、ニッタ株式会社

- [8] M. Hsu, S. Palla, L. M. Gallo. Sensitivity and reliability of the T-scan system for occlusal analysis. *J Craniomandibular disorders* 1992; 6: 17-23.
- [9] 澤田智慈、浮谷 寛、藤田忠寛： CAD/CAM 補綴の現状と未来コンピュータ F.G.P. 法、ザ・クインテッセンス、Vol. 13, pp.1363-1367, 1994.
- [10] R. DeLong, M. Heinzen, J. S. Hodges, C.C. Ko, W. H. Douglas. Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. *J Dent Res* 2003; 82(6): 438-442.
- [11] M. E. Brosky, R. J. Major, R. DeLong, J.S.Hodges. Evaluation of dental arch reproduction using three-dimensional optical digitization. *J Prosthetic Dent* 2003; 90(5): 434-440.
- [12] T. Sohmura, T. Kojima, K. Wakabayashi, J. Takahashi. J. Takahashi. Use of an ultrahigh-speed laser scanner for constructing three-dimensional shapes of dentition and occlusion. *J Prosthetic Dent* 2000; 84(3): 345-352.
- [13] A. Persson, M. Andersson, A. Oden, G. Sandborgh-Englund. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthetic Dent* 2006; 95(3): 194-200.
- [14] L. W. Olthoff, J. M. van der Zel, W. J. de Ruiters, S. T. Vlaar, F. Bosman. Computer modeling of occlusal surfaces of posterior teeth with the CICERO CAD/CAM system. *J Prosthetic Dent* 2000; 84(2): 154-162.
- [15] R. DeLong, C.-C. Ko, G. C. Anderson, J. S. Hodges, W. H. Douglas. Comparing maximum intercuspal contacts of virtual dental patients and mounted dental casts. *J Prosthetic Dent* 2002; 88(6): 622-630.
- [16] K. Kojima, T. Sohmura, M. Nagano, K. Wakabayashi, T. Nakamura, J. Takahashi. A preliminary report on a computer-assisted dental cast analysis system used for the prosthodontic treatment. *J Oral Rehabilitation* 2003; 30(5): 526-531.
- [17] K. Kojima, T. Sohmura, K. Wakabayashi, S. Kinuta, M. Nagano, J. Takahashi et al.. Computer-assisted morphological analysis of dental casts with maxillary prognathism and reversed occlusion. *J Oral Rehabilitation* 2004; 31(1): 29-34.
- [18] T. Takado, H. Arita, Y. Ohno, S. Ohnishi, A. Hirakimoto. An Analysis of Semiconductor Package by X-ray CT Instrument, Proc. of the 6<sup>th</sup> Symposium on “Microjoining and Assembly Technology in Electronics (MATE) 2000, 85-90.
- [19] T. Takado, H. Arita, Y. Ohno, S. Ohnishi, A. Hirakimoto. An Analysis of Semiconductor

Package by X-ray CT Instruments. Proc. of the 33<sup>rd</sup> International Symposium on Microelectronics 2000, W.

- [20] L. Bergmans, J. V. Cleynenbreugel, M. Wevers, P. Lambrechts. A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography. *International Endodontic J* 2001; 34(5): 390-398.
- [21] K. Wakabayashi, T. Shomura, T. Nakamura, T. Kojima, S. Kinuta, H. Yatani, et al.. New evaluation method by microfocus radiograph CT for 3D assessment of internal adaptation of all-ceramic crowns. *Dent Mater J* 2005; 24(3): 362-367.
- [22] P. Magne. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater J* 2007; 23(5): 539-548.
- [23] K. Akca, T. Chang, I. Tekdemir, M. Fanuscu, Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17: 465-472.
- [24] F Butz, T. Ogawa, T. Chang, I. Nishimura, Three-dimensional bone-implant integration profiling using micro-computed tomography. *Int. J Oral Maxillofac. Implants* 2006; 21: 687-695.
- [25] M. Fanuscu, T. Chang, K. Akca, Effect of surgical techniques on primary implant stability and peri-implant bone. *J of Oral Maxillofac Surg* 2007; 65: 2487-2491.

## 第2章 マイクロフォーカスX線 CT の進歩

### 2.1 X線 CT の歴史

1895 年 Röntgen 博士によってX線が発見されたわずか1年後の 1896 年、日本で最初のX線撮影が島津製作所によって実施された（図 2.1）。また 1909 年には日本で初のX線撮影装置が、島津製作所によって千葉の病院に納入された。その後X線は医療における診断技術として、なくてはならないものとなった[1,2]。当初はフィルムによる撮影が中心であったが 1955 年、X線を光に変換しテレビ画面で画像を確認できるイメージインテンシファイヤー（Image intensifier 以下イメージ管と呼ぶ、2.6.2 項参照）が利用されるようになり、心臓など動きのある部位の診断が可能になった[3]。

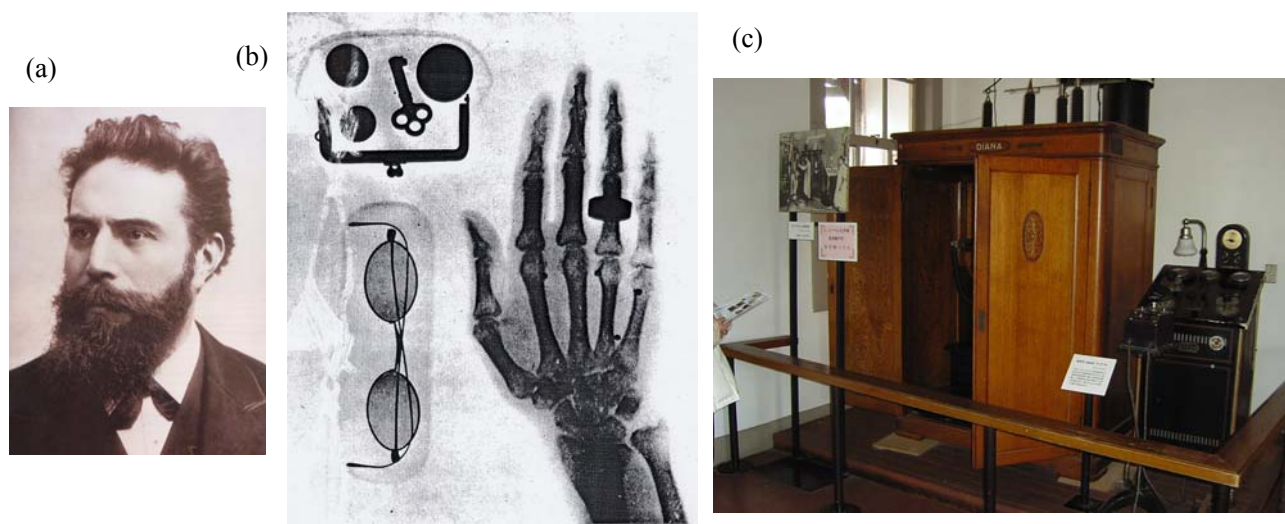


Fig. 2.1 X-ray discovery and Shimadzu Co. [1].

(a) Dr Röntgen, (b) First X-ray image in Japan, (c) X-ray equipment of an early date Meijimura Museum.

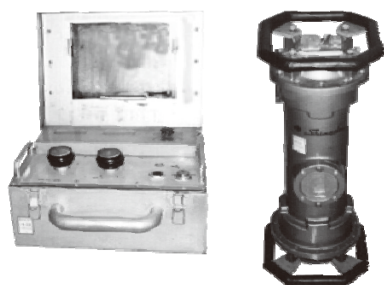


Fig. 2.2 Shimadzu portable X-ray source, WELTES [1].

医療用に利用の広まったX線技術であるが、国内初のポータブル（可搬型）X線照射装置が 1933 年発表され（島津製作所、商品名ウエルテス、図 2.2）、金属の溶接部を現場サイドで撮影する用途など、工業分野への利用が始まった[1,2]。1937 年には蛍

光板に投影された画像を人間が目視で確認する装置が島津製作所によって発表され、真珠貝の検査に利用された。1962年には産業用分野でも、イメージインテンシファイヤー（イメージ管）の利用によりサンプルの位置や角度を変えながらの動画観察が可能になった。

一方、断層画像の再構成の原理は1917年に J.Radon によって数学的に証明されていたが、実際に応用されるまでにはコンピュータの登場を待たなくてはならなかった[4]。1970年 IBM や HP が卓上型コンピュータを発表する時期になると、その環境が整った。後に医療診断において革命的な進展をもたらすことになるX線 CT Computed Tomography は、1972年、英国 EMI 社の G. Hounsfield らによって発表された[5]。国産第1号の医療用 CT 装置（頭部用）は1975年に日立製作所から発表された[3]。特筆すべきこととしては、Hounsfield がノーベル賞を受賞した1979年に EMI 社は CT 事業から撤退する。翌年の1980年には EMI の技術者が独立して BIR 社を設立し、産業用 CT に医療用の技術が受け継がれた。

工業用X線においては、より微小な領域を高倍率で撮影しようというニーズから、焦点サイズが  $50\mu\text{m}$  以下のマイクロフォーカス（Micro-focus）X線源（詳細2.6.1項）が1980年頃 Fein Focus 社（独）および X-tek 社（英）から発表された。日本国内では1992年、BIR 社の CT システムと X-tek 社のマイクロフォーカスのX線源を搭載したマイクロフォーカスX線 CT 装置（SMX-30CT）が、島津製作所の関連会社、島津メクテムから発売された。1999年に島津製作所は CT システムとマイクロフォーカスX線源を内製化し、マイクロフォーカスの CT としては国産初となる SMX-225CT を発表した[6,7]。

当初 CT 撮影といえば2次元の断層撮影を意味しており、3次元の断層画像を構築するにはサンプルをずらしながら2次元の断層画像を積層する必要があった。1984年 Feldkamp らがコーンビーム CT（3角錐状に広がるX線と2次元検出器を用い、1回転のスキャンで3次元断層画像を構築する方法）の近似解アルゴリズムを発表した[8]。1990年台にコンピュータの高速化とともに実用的になり、2次元検出器の使用が一般的だったマイクロフォーカスX線 CT 装置において、コーンビーム CT が広く利用されるようになる。

計算速度において優れた Feldkamp アルゴリズムであるが、あくまで近似解であり、2003年には Katsevich が FBP 法の変形による厳密解アルゴリズムを発表している[9]。このように、FBP 法に代わる新しい断層像の再構成手法などの研究も盛んであり、今

後更なる発展が期待される。

## 2.2 X線投影の原理

X線は点光源から放射され、サンプルを透過し、その濃淡分布が画像化される。同じ材質の場合、厚みの薄い領域での減衰は少なく透過X線の輝度が高い。同様に同じ厚みでも、その材質によって減衰率が異なり、密度の高い物質では減衰が大きく輝度が低下する。観測されるX線透過画像は、この組み合わせによるものであり、サンプルの形状と材質の情報を画像化している（図 2.3 参照）[10]。図 2.4 に物質の原子番号およびX線のエネルギーと減衰係数の関係を示す[11]。エネルギーが高いほど減衰係数が低く、原子番号の大きい物質ほど減衰係数が大きい。

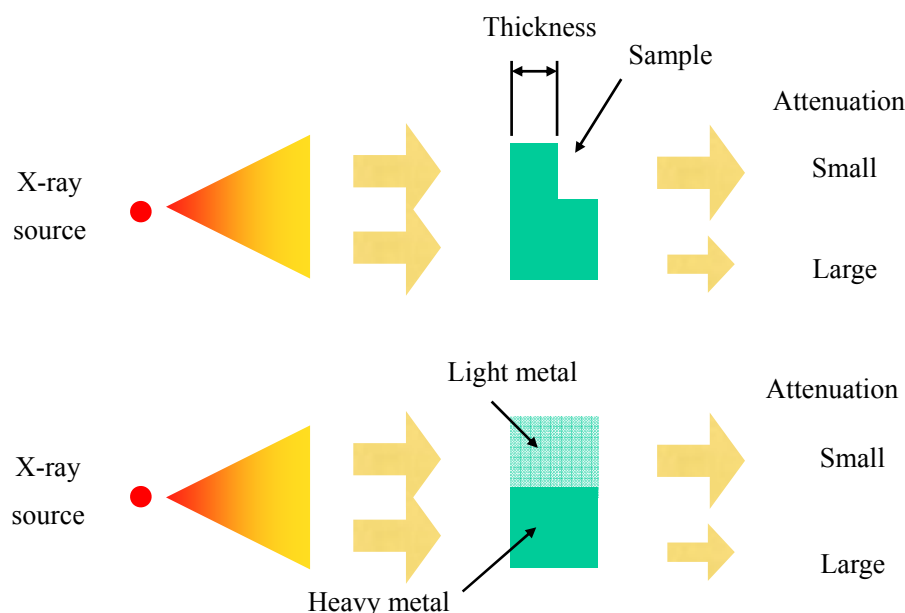


Fig. 2.3 X-ray attenuation

X線は真空中で、金属に高電界で加速した電子を照射することによって発生する。図 2.4 の減衰係数のグラフは単一エネルギーを想定しているが、実際のX線は、連続なエネルギーのX線（白色）であり、最大エネルギーは陰極と陽極の間に印加する電圧（管電圧：Tube voltage）で決まる。図 2.5 にサンプルの種類と厚み、それを透過するために必要なX線の管電圧の関係を示す。密度の低いプラスチックなどは、低い管電圧で発生させたX線でも十分透過するが、鉄など密度の大きい材料では、300kV の管電圧でも不十分である。高い電圧が発生できる装置は大掛かりとなる。しかし電子デバイスのように薄型化が進む分野では、密度の大きい鉛や銅などの配線材料でも、その厚みが薄いために 100kV 程度の管電圧のX線装置で十分観察対象となる。



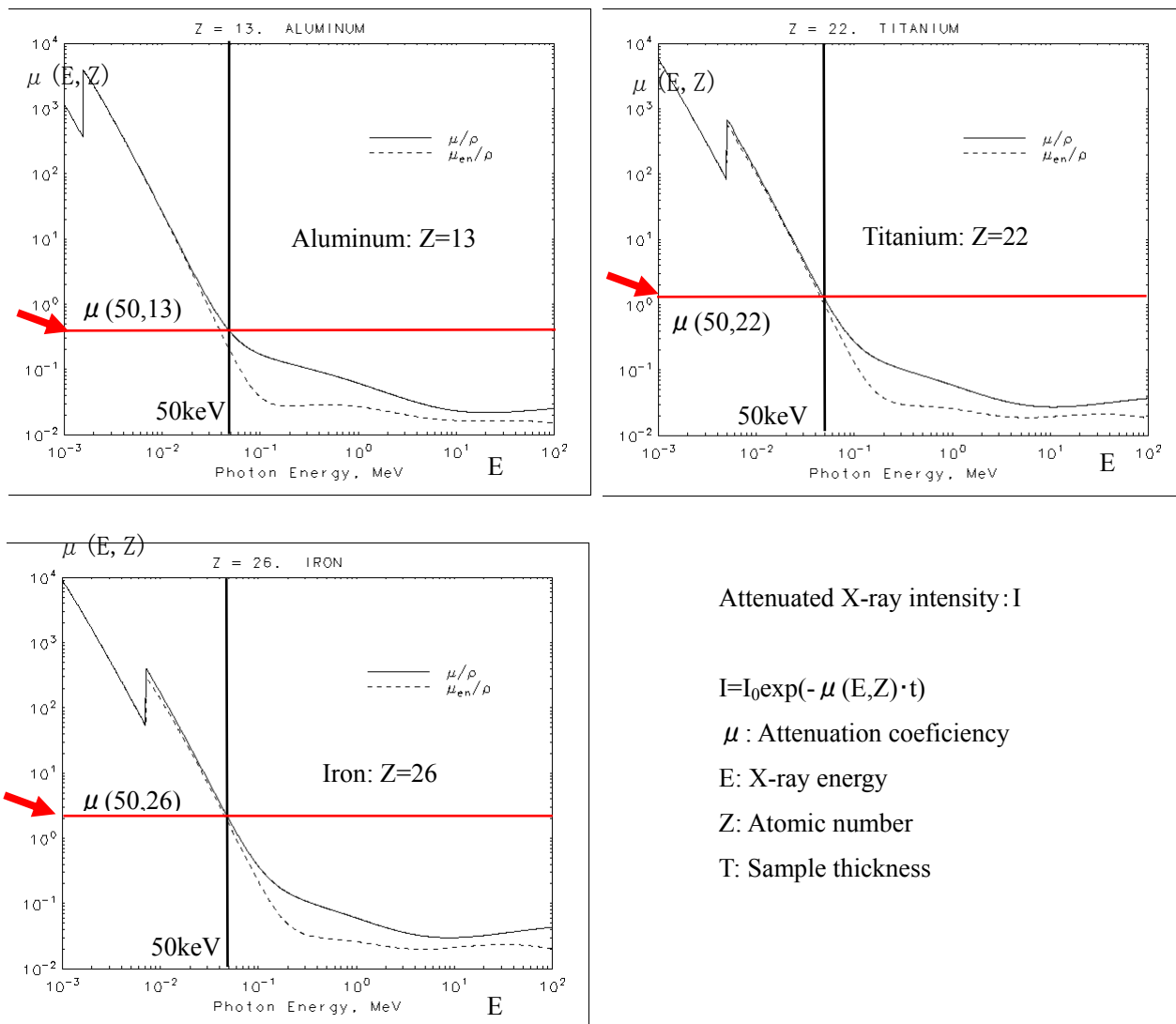


Fig. 2.4 Attenuation coefficient depend on X-ray energy and atomic number [11]

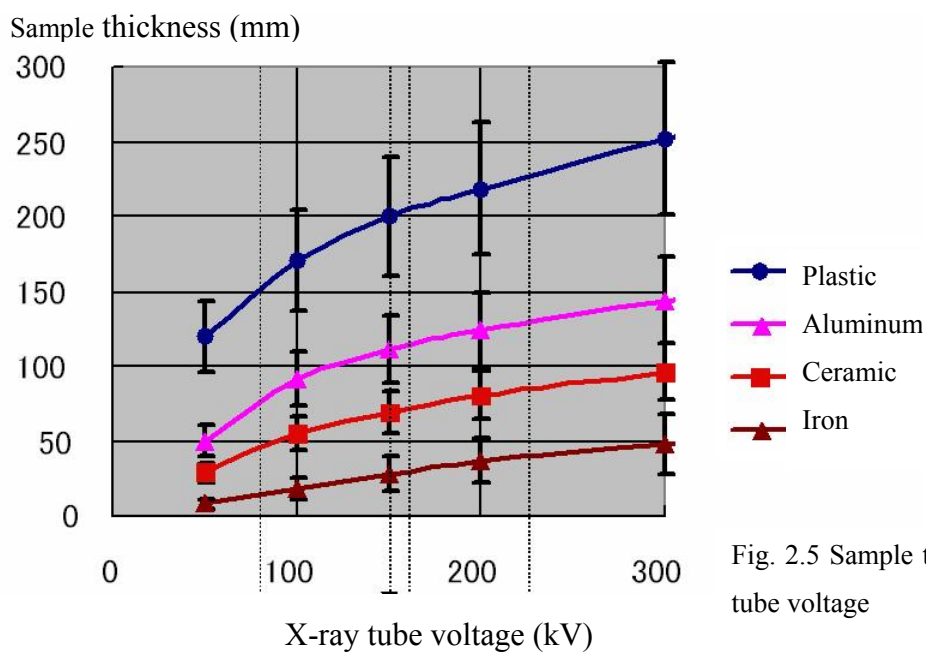


Fig. 2.5 Sample thickness and X-ray tube voltage

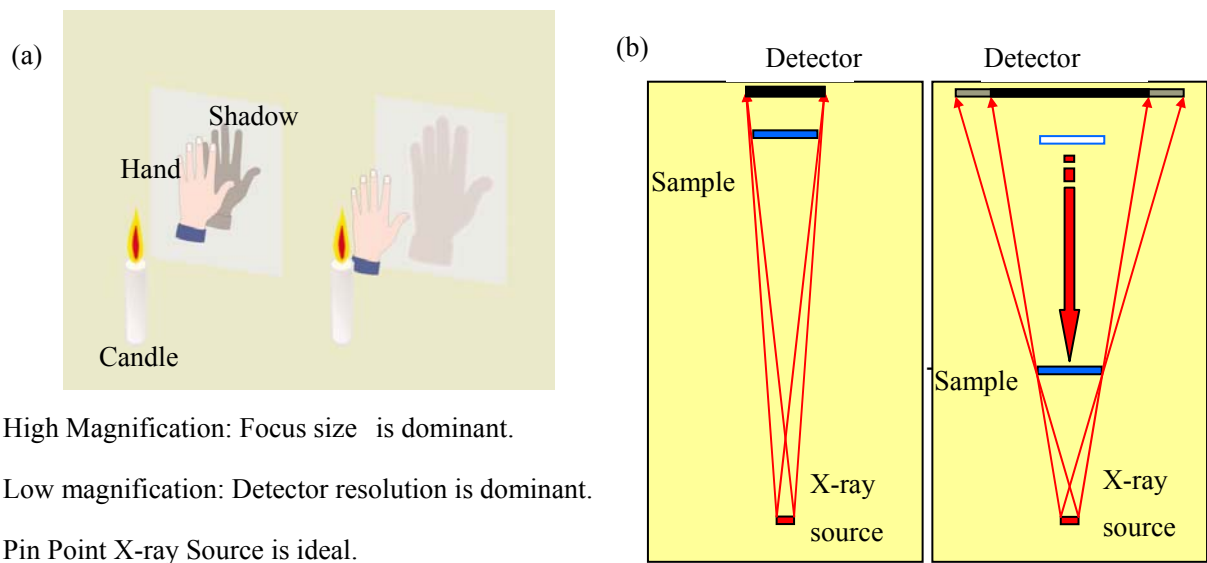


Fig. 2.6 Magnification and X-ray focus size.

図 2.5 に示した範囲のエネルギーの X 線では、光のようにレンズやミラーに相当する光学系が利用できない。このため得られる画像は、点光源から発散しサンプルを透過した X 線によるものであり、単純な投影の原理に基づいている。投影される画像の大きさは、サンプルと X 線源との位置関係で決まり影絵に似ている（図 2.6(a)）。サンプルが X 線源に近づくと像は拡大されるがその輪郭はぼける（図 2.6(b)右参照）。これは X 線の発生ポイントが有限の大きさ（焦点サイズ Focus spot size と呼ぶ）を持っているためである。逆にサンプルが検出器に近づくと、撮影倍率は 1 に近づき輪郭は鮮明になる（図 2.6(b)左参照）。この場合、画像の鮮明さは検出器の分解能で決まる。等倍撮影が基本の医療用では、X 線源の焦点サイズを小さくするよりも、人体の動きの影響を受けないように、短時間に高輝度の X 線を発生することに重点が置かれた。これに対して産業用では高拡大撮影が必要な場合があり、焦点サイズを小さくすることが求められ、後に述べるマイクロフォーカス X 線源（焦点サイズ  $50\mu\text{m}$  以下）が開発された。産業用でも低倍率での撮影では検出器の分解能が支配的になるので、使用する撮影倍率範囲において、十分な仕様の X 線源と検出器を選択することが重要である。

### 2.3 医療用 X 線 CT と産業用 X 線 CT

医療用 X 線 CT では、ベッド上の被験者の周囲を X 線発生部と検出部が回転する。産業用 CT 装置では対象サンプルを回転ステージ上で回転させる。回転軸に垂直な平面（スライス面）の断層画像が得られる。ステージは鉛直方向に移動し、対象サン

ルの任意の位置で断層像を得ることができる（図 2.7）。

医療用では、人体全体を視野に入れるために回転軸に垂直方向の幅が約 1 m の検出器（ラインセンサ）を必要とする。当初ゼノンチャンバーと呼ばれる電離箱をアレイ状に並べたものが使用されたが、後に固体検出器が開発された。固体検出器ではシンチレータ（Scintillator）で X 線を光に変換し、フォトダイオードで輝度信号に変換する（2.6.2 項参照）。医療用では、いかに短時間で撮影できるかが重要であり、高速で X 線源を回転させる機構が開発された。また短時間の露出で画質を向上させるため、シンチレータの素材や厚みは、X 線の吸収効率を最大にするよう最適化されている [12]。

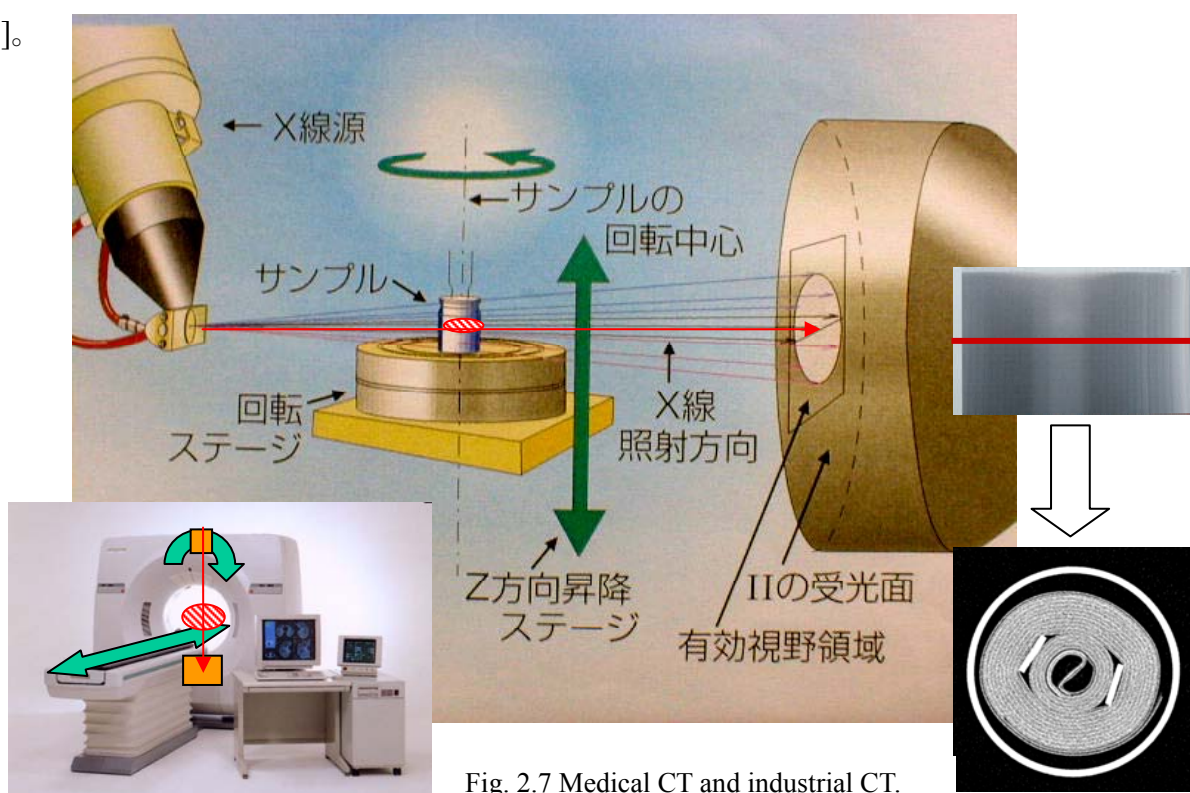
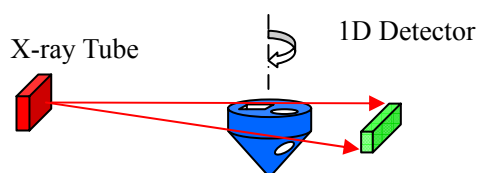


Fig. 2.7 Medical CT and industrial CT.

(a) 2D CT



(b) Cone beam CT

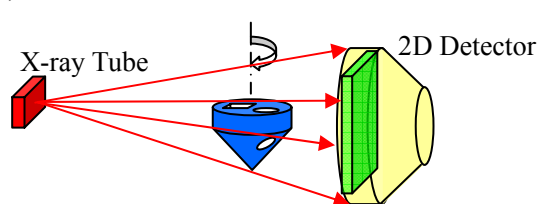


Fig. 2.8 2D CT and cone beam CT.

医療用では被爆線量を抑える必要があるが、産業用では対象が人体ではないので、露出時間は医療用に比べると長い。またマイクロフォーカス X 線源の輝度が、医療用の X 線源の輝度に比べて低いことも露出時間が長い理由のひとつである。サンプルを Z 方向に移動させ複数回撮影を行い、2 次元断層像を積層して 3 次元画像を得る手法をマルチスライスと呼ぶ。これに対してサンプルを 1 回転させて得られる複数の 2 次元透視画像から、3 次元の断層画像を再構成する手法をコーンビーム CT (コーン CT) と呼び、産業用では一般的である (図 2.8)。管電圧は医療用で 150kV 程度が最大であるが、産業用ではマイクロフォーカス (焦点サイズ 50  $\mu$ m 以下) の場合、管電圧 225kV が最大である。焦点が 1mm 程度の管球では、管電圧 450kV が最大である。これ以上の管電圧の X 線の発生のためには加速器の技術が必要となる。

#### 2.4 歯科用 X 線 CT

産業用のコーン CT の普及を背景に、近年、歯科用 CT (図 2.9) が開発され、大学病院だけでなく、個人開業医にも普及し始めている[13]。歯科用 CT では、被験者頭部で X 線と検出器が回転する。視野は 60 mm 程度である。表 2.1 に医療用と歯科用、産業用を比較した。



Fig. 2.9 Dental CT:  
Morita, 3DX

Table 2.1 Comparison with medical and dental CT

	Medical CT	Dental CT	Industrial CT
X-ray Source	Mini-focus	Mini-focus	Micro-focus
Detector	Multi line Sensor	FPD or Image intensifier	FPD or Image intensifier
Scanning Object	X-ray and detector	X-ray and detector	Sample
Rotating Axis	Horizontal	Vertical	Vertical
CT Scan Mode	Multi slice, Helical	Cone beam CT	Cone beam CT

#### 2.5 高エネルギー X 線 CT

自動車のエンジンブロックなど、大型で鉄など密度の大きい金属を含むサンプルを透過するため、加速器のひとつである、ライナック (Linac, Linear Accelerator) を用いた CT が開発された (図 2.10 日立製作所 HiXCT-12M) [14,15]。コンクリート製の遮蔽箱 (部屋) の中に大型の回転ステージ、加速器、検出器が配置される。検出器はラインセンサであり 2 次元断層像が得られる。3 次元画像を構築するためは、加速器と検出器を同期させて上下に移動させる必要がある。測定時間は長く 1 サンプルに数時間

必要とする。加速電圧は 10 MeV を超え、X線照射直後はサンプルが放射化するため一定時間は測定室から外部に取り出すことができない。建物、周辺装置も含め大掛かりな設備となり、大手自動車メーカーなどユーザーは限られている。

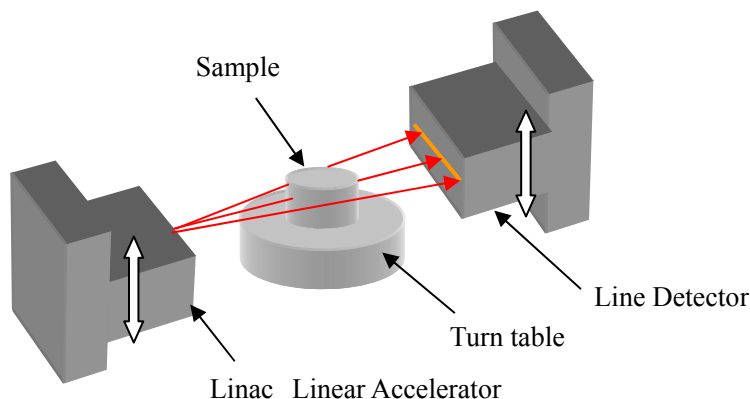


Fig. 2.10 High energy CT  
Hitachi HiXCT-12M

## 2.6 X線 CT 装置の構成要素

図 2.11 に産業用 CT 装置のブロック図を示す。大きく 3 つの部分から構成される。①X線源部、②検出器、③制御コンピュータである。③では検出器からのビデオ信号をデジタル信号に変換してボード上のメモリに蓄積した後 CT 再構成処理を行う。また、シリアルポート経由でX線および回転ステージの制御を行う。被検査物を載せるステージは、ステージコントローラを通じて回転動と上下動を持った CT 用精密マニピュレータにより動作する。検出器は、イメージ管と高感度 CCD カメラで構成される。被検査物を透過したX線の強弱をイメージ管で可視化し、CCD カメラでビデオ信号に変換し、データ収集部に送られる[7]。

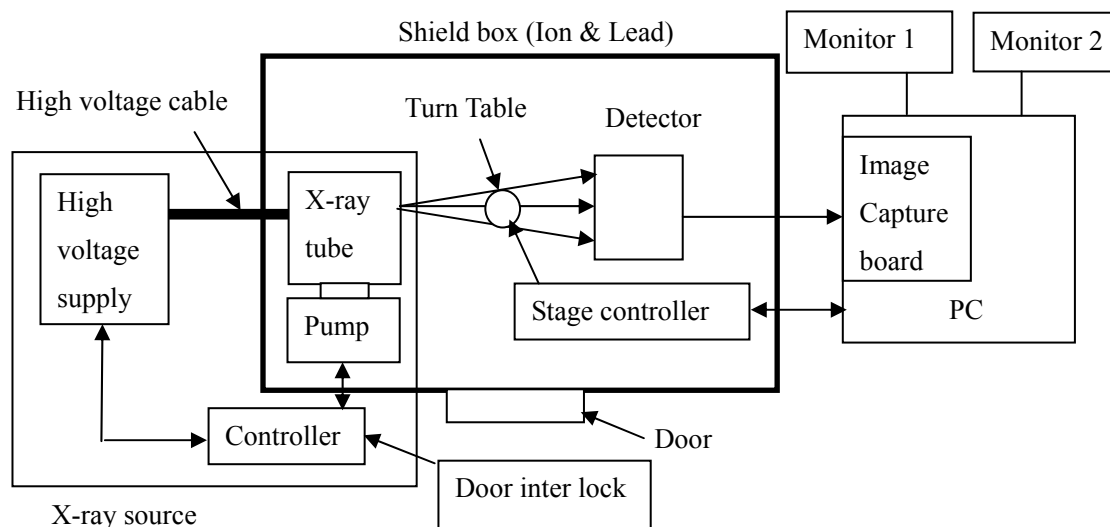
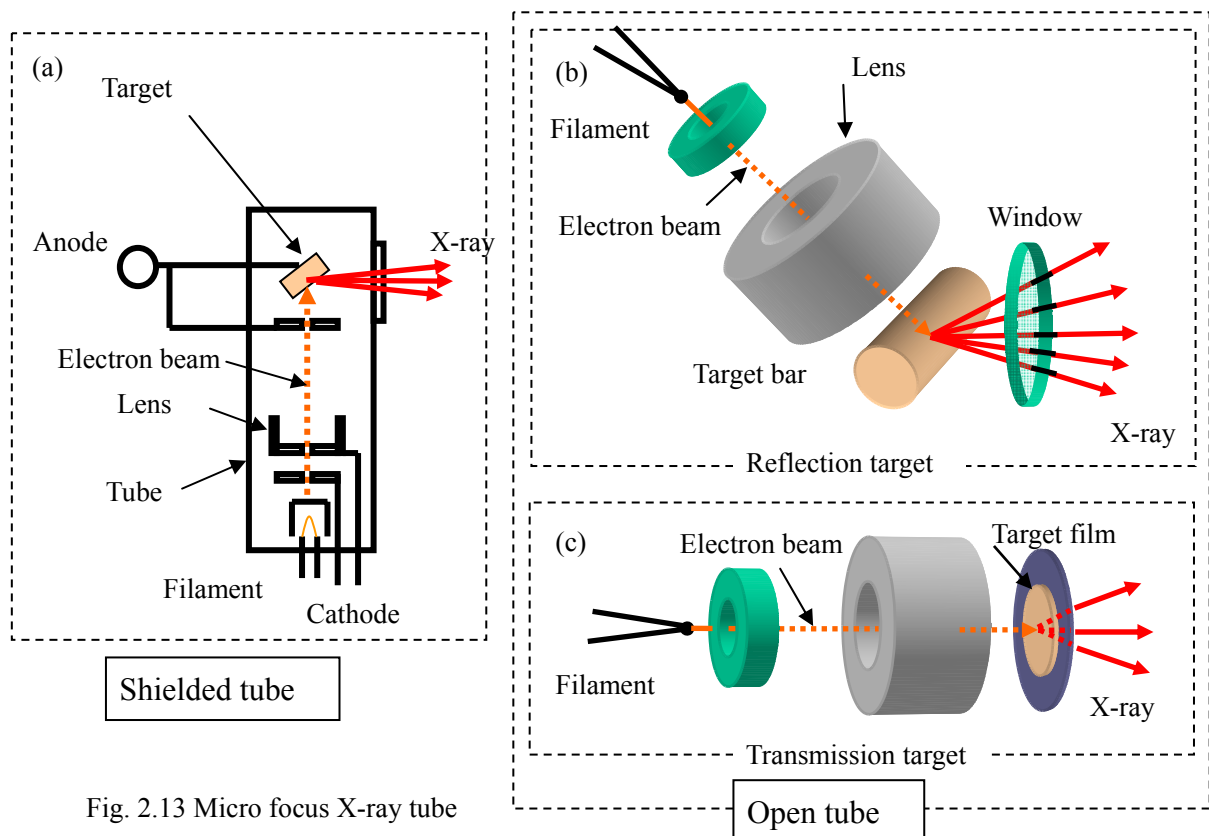
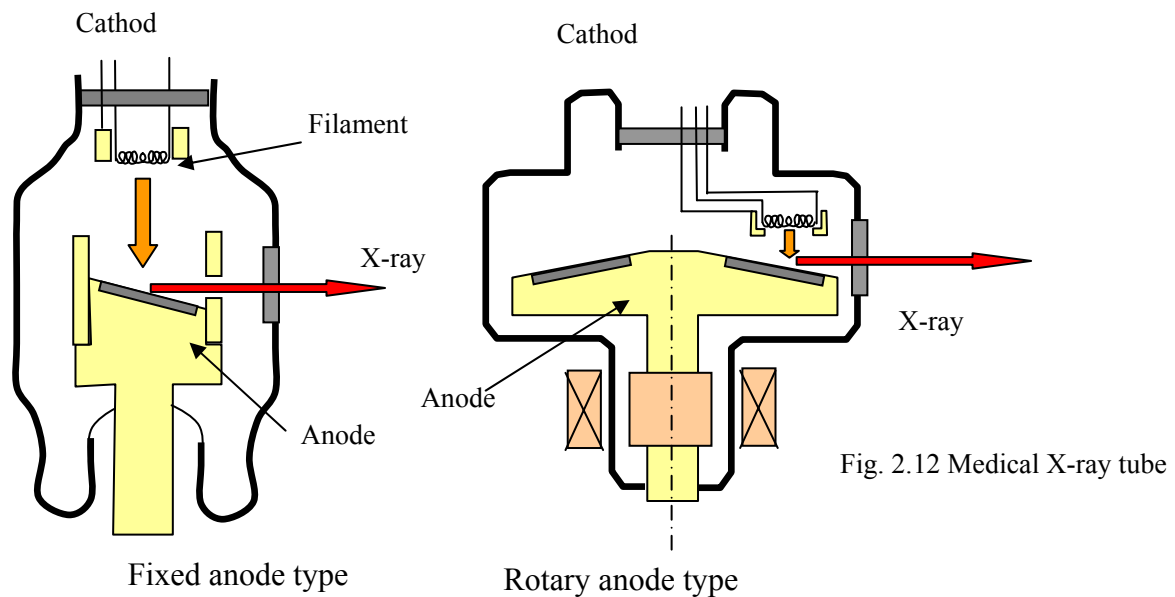


Fig. 2.11 Block diagram of SMX-225CT

### 2.6.1 X線源

医療用のX線源には、陽極が固定されたタイプと回転するタイプの2種類がある(図2.12)。いずれも傾斜させたターゲットに電子を照射し、出射窓から見て投影されたX線発生領域の大きさが小さくなるよう工夫されている。大出力を得るために、回転陽極タイプではターゲットを高速で回転させ温度上昇を防いでいる。





焦点サイズを  $50\ \mu\text{m}$  以下に絞るためには、何らかの方法で電子ビームを収束させる必要がある。マイクロフォーカスX線源では、電子ビームを集光するレンズを備え、ターゲット上の狭い領域からX線を発生させる。構造上、密閉型と開放型に分類される。密閉型マイクロフォーカスでは（図 2.13(a)）通常真空容器がガラス封止されている。管球はコンパクトで高電圧電源と一体となっている。フィラメントにはブラウン管で使用されている含浸型電子銃が使用され寿命は長い。真空容器内部を高真空に保つ必要があり、高温になるフィラメント近傍にゲッターと呼ばれる素材を配置し高真空を維持する。数年が経過すると、ガラス管内部の真空度が低下し、高電圧が印加できなくなるので、高電圧電源は再利用しX線管のみを交換する。この作業を「封入換え」と呼んでいる。

これに対して開放型では、ターボポンプで真空を維持しており、電子顕微鏡の電子銃と同様、真空容器を開放できる。フィラメントにはタングステンのヘアピンタイプが使用される。寿命はフィラメントで決まり通常 200 から 500 時間である。X線源の価格は、密閉型よりも高いが、密閉型の封入換えに相当するものではなく、メンテナンスコストは安い。高電圧電源は別置きになっており、密閉型に比べるとシステムは大掛かりである。

電子をフォーカスする機構は、密閉型では静電レンズを、開放型では磁界レンズを使用する。前者は構造が簡単でコンパクトであるが、高電圧の電子ビームの収束や、焦点サイズ  $1\ \mu\text{m}$  以下の収束は困難である。開放型はターゲットの構造により反射型と透過型に分類される。反射型では大電流の電子ビームをターゲットに注入できるので、大出力のX線が出せる（図 2.13(b)）。医療用のX線源は反射型である。透過型ではターゲットと磁界コイルとの距離を短くできるので、焦点サイズを  $1\ \mu\text{m}$  程度にまで小さくすることができる（図 2.13(c)）。また透過型では、X線の発生位置と窓までの距離が窓材の厚みで決まるため、例えば  $0.5\ \text{mm}$  など、非常に短い距離が実現可能である。これに対して反射型では、X線の発生位置と窓までの距離を  $5\ \text{mm}$  から  $10\ \text{mm}$  程度は確保する必要がある。X線の発生位置と窓までの距離が短いほど、サンプルを焦点に近づけることができるため、拡大率を上げることができる。

## 2.6.2 X線検出器

### 1) ラインセンサ

図 2.14 に医療用のラインセンサの模式図を示す。画素ごとにX線をシンチレータで

光に変換し、フォトダイオードで電気信号に変換する。各画素にほぼ直進するX線を選択的に受光できるよう各画素がタングステンの仕切り板で分離されている。各検出器の初段のアンプは、フォトダイオードの特性に合わせて最適化設計が可能で、検出器としてのS/N (Signal to noise ratio) がよい。画素ピッチ  $d$  は通常 1mm 程度で、画素数は 1024 である。画素ピッチの方向に垂直方向の幅  $W$  は、Z 方向（医療用では体軸方向）の分解能に影響を与える。

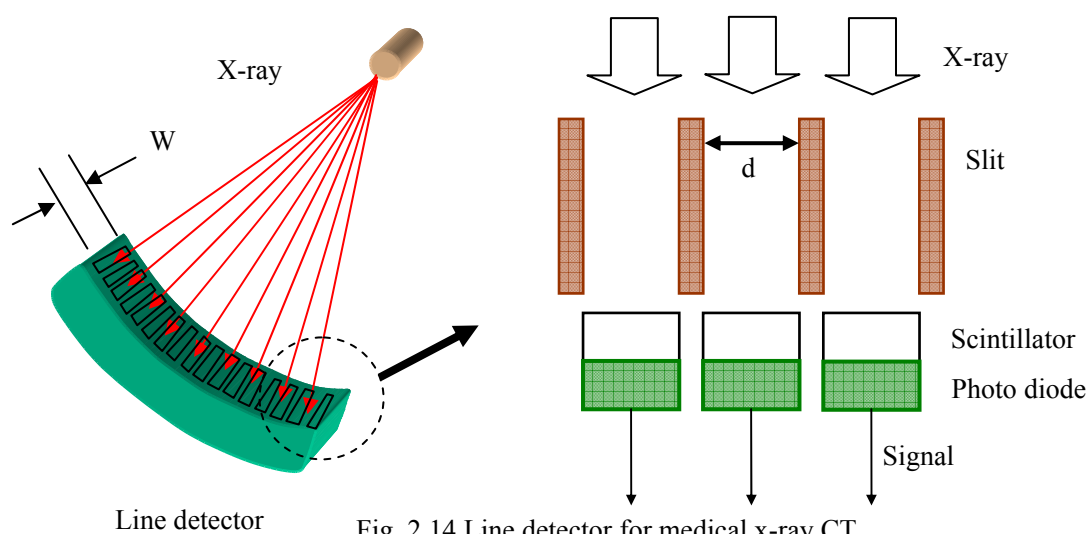


Fig. 2.14 Line detector for medical x-ray CT.

## 2) イメージ管

図 2.15 にイメージ管の模式図を示す。X 線はガラス管内部に蒸着された柱状結晶のシンチレータで光に変換され、光電変換膜でさらに電子に変換される。電子はイメージ管内部で加速収束され出力側の蛍光面に結像する。蛍光面の画像は、光学レンズを介して CCD カメラで画像信号に変換される。このように、X 線から光、光から電子、そして光というように多くの変換プロセスがあり、効率や分解能が劣化する要因が内在している。しかしながら、X 線検出器としてはフィルムとともに歴史が長く実績もあり、現在でも広く用いられている。

光学レンズには、レンズが 1 段のシングルと 2 段のタンデムの 2 つの方式がある。タンデムの場合、前段のレンズで平行光にし、後段のレンズで CCD に集光する。後段にズームレンズが使用でき、画角を自由に変更できるという特徴がある。シングルレンズでは全体をコンパクトにできるが、収差の影響を受けやすく、周辺部分で画像がぼけたり暗くなったりするため専用レンズを設計する必要がある。



検出器の画素数は、選択する CCD カメラの画素数で決まる。医療用では、透視モードと撮影モードがあり、撮影時には、一時的に大出力の X 線を照射するため、CCD カメラが飽和しないように減光フィルタ (ND フィルタ) を機械的に光路に挿入する。産業用では医療用のように大きな出力の X 線を照射できないので、ND フィルタは使用しない。検出器の感度は、カメラのゲインとレンズの絞りで調整される。

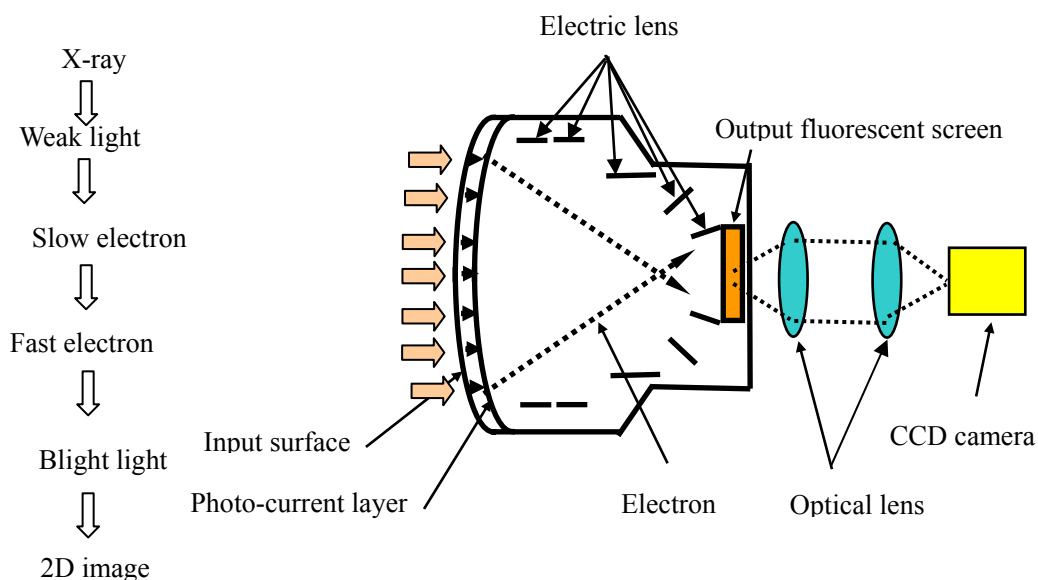


Fig. 2.15 Image intensifier

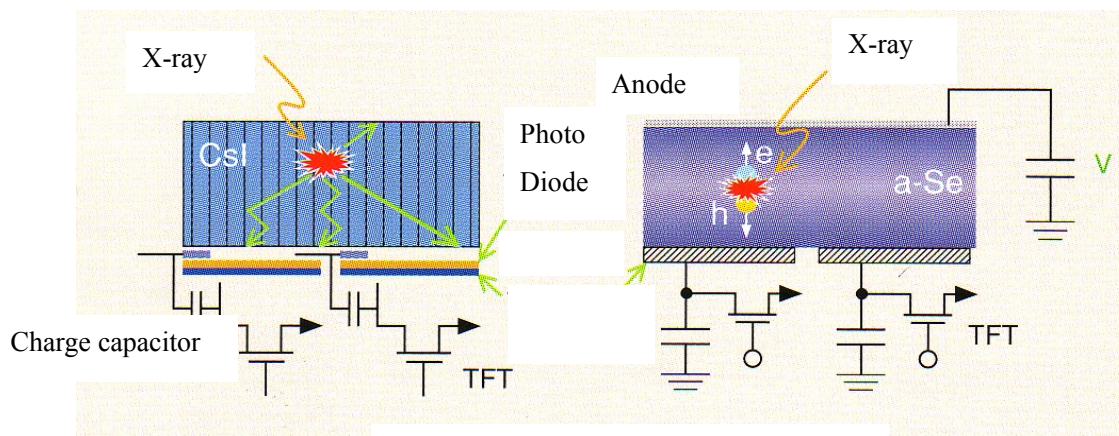


Fig. 2.16 Flat panel detector (FPD)

### 3) フラットパネル検出器

テレビのブラウン管が液晶テレビに置き換わったように、X線検出器もパネル化が進んでいる。図 2.16 にフラットパネル検出器の事例を示す。間接変換型と直接変換型

がある。間接変換型ではフォトダイオードアレイの上にシンチレータが密着しており、X線を光に変換し、電気信号に変換する。直接型ではアモルファスセレンのX線変換膜で、直接電荷を発生させる。変換膜にはバイアスがかかっているため、発生した電荷は、電極に向かって直進する。このため、空間分解能が間接変換型に比べて優れている。医療用では低倍率撮影が中心であり、検出器の空間分解能が支配的であるため、直接変換型の評価は高い。入射できるX線のエネルギーの上限は 150 keV である。アモルファスセレンは高温で劣化が進むため、保管中も含めて常時温度調整が必要となっている。これに対して取り扱いに優れており効率も高い CdTe 系の検出器は、製膜の技術的課題が多く開発途上である[16]。

産業用としては、入射できるX線のエネルギーの上限が 100 keV、視野 50 mm 角の間接変換型 FPD が普及している。視野が大きく 225 keV 以上のエネルギーで使用できる FPD の普及は、コストの問題もあって進んではない。

フラットパネル検出器では、各画素のゲインとオフセットレベル（入射X線輝度が0のときの出力信号レベル）が異なるために、ソフトウェアで補正を行う必要がある。また、感度が他の画素と極端に異なる場合は、周辺の画素の信号より補間する必要がある。長期的には照射線量に依存して半導体素子内部の特性が変化するため、補正を適時おこなう必要があるが、特性変化が許容範囲を超えると欠陥となる。これに対してイメージ管では、照射線量が多い状態で長時間使用すると変換膜全体の感度が低下するとともに、局所的に感度が低下した領域が「黒点」となって現れる。いずれも定期的な交換が必要になる。

## 2.7 X線 CT の原理

図 2.17 のように2つの円柱を並べたものをサンプルとし、色々な方向からX線を照射した投影データを想定する。モノがあるところは暗く、無いところは明るいデータが得られる。サイノグラム (Sinogram) とは、スキャン時に収集された各投影方向 (Projection angle) の検出器の出力データであり、各検出器の出力輝度データを時系列で表したものである。

次に、集めたデータから断層像を得る手法を考える。断層画像において、X線の透過してきた方向 (Projection Angle) ごとにその色 (明るさ) で塗りつぶしていく(これを逆投影と呼ぶ、図 2.18)。モノが存在する領域では、すべての投影方向において塗り潰していくことになり、結果的に輝度が高くなる。概ね形状が再現できたことにな

るが、このままだと輪郭が不鮮明である。そこで投影データにフィルタをかけてから逆投影することが提案された。具体的には検出器の出力データ（チャンネル（画素）方向に沿った輝度分布）をフーリエ変換してから、空間周波数領域において $|W|$ というフィルタ（図 2.19 左）をかけて後、逆フーリエ変換を行ってから逆投影を行う。輪郭がシャープに再現できる（図 2.19）。このフィルタ関数はカーネルと呼ばれ、いろいろな関数が提案されている[4,17,18]。

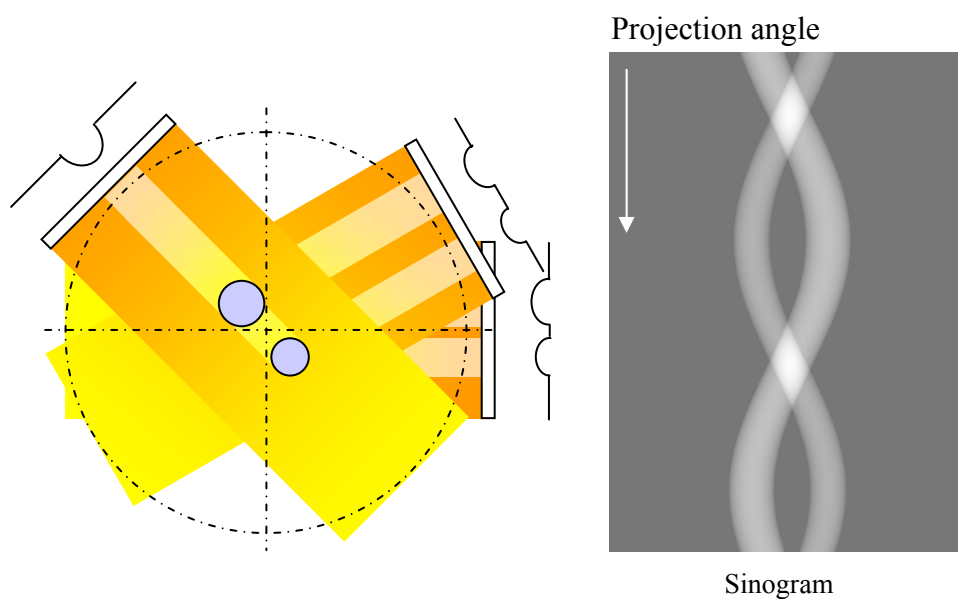


Fig. 2.17 Sinogram

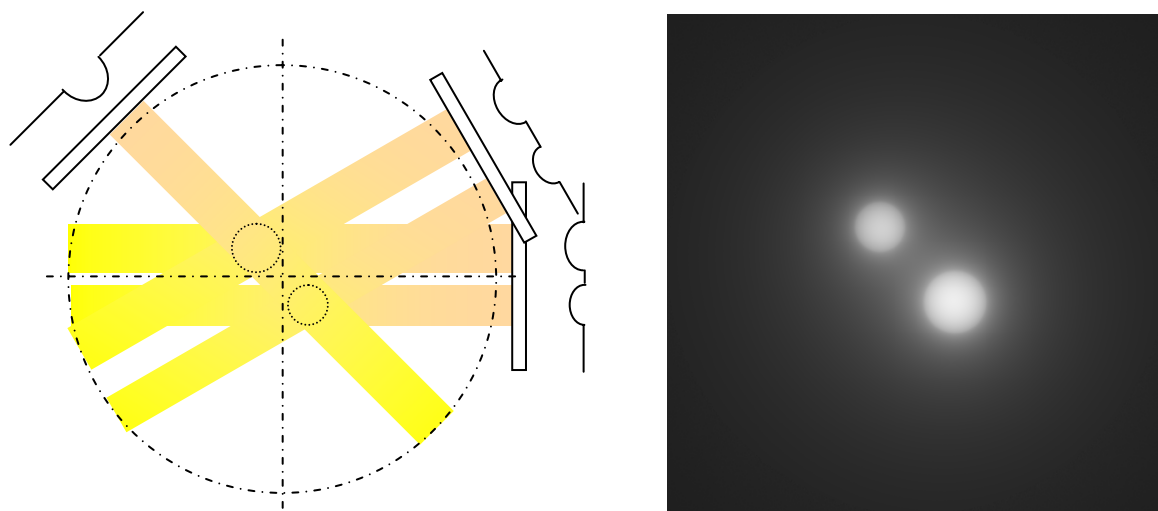


Fig.2.18 Back projection

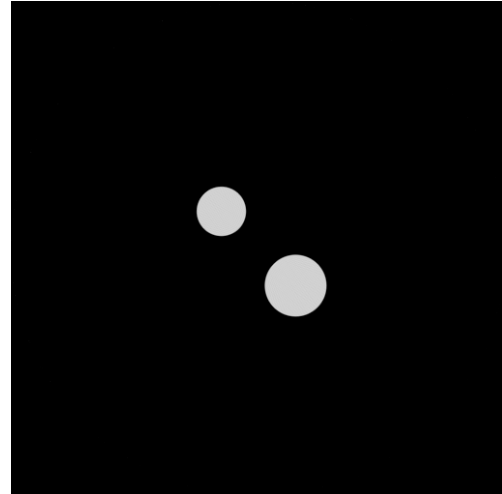
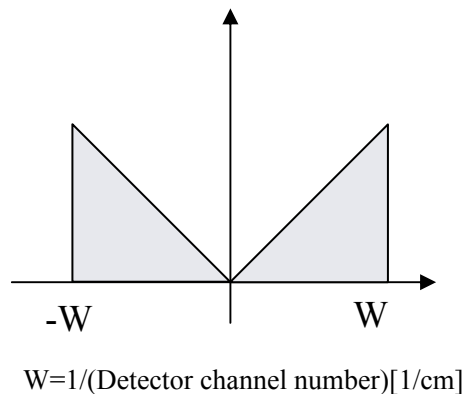


Fig. 2.19 Filtered back projection [15]

## 2.8 3次元の表示方法

CT で得られる 3 次元画像は、回転軸に垂直な平面（スライス面：XY 平面）に平行で Z 方向に積層された複数のスライス画像で構成される。この画像から 3 次元を表示する方法としては、鳥瞰図的表示 VR（Volume Rendering）と直交 3 断面表示 MPR（Multi planar reconstruction）とがある。図 2.20(a)に VR（Volume Rendering）画像を、図 2.20(b)に MPR の事例を示す。左上は XY 平面のスライス画像であり、画像上に直交する 2 つのライン①とライン②が表示される。左下の表示領域にはライン①を通り、スライス面に垂直な XZ 平面の断層画像が表示される（Cross section A）。右上の領域には、ライン②を通り左上の画像（スライス面）に垂直な YZ 平面の断層画像が表示される（Cross section B）。ライン①とライン②は、画面上のマウス操作により、その位置と角度が自由に変えられる。右下の表示領域には、右上の断層画像において描画されたライン③を通り、右上の断層画像に垂直な断層画像（Cross section C）が表示される。これをオブリーク（Oblique）画像と呼ぶ。ライン①②同様にライン③の位置と角度は自由に変えられるため、結果的に右下の表示領域の画像は、被写体の任意位置、任意角度の断面を表示できることになる。内部構造の解析にはこの表示方法が適している。VR 表示では、物体を 3 次元の任意の方向から見た画像として表示される。その向きや大きさは自由に変更できる。照明の方向も変更できるので、陰影をより見やすくするなどの設定も可能である。また、物体を MPR 同様任意の位置で切断し、VR 画像を見ている方向の手前側の領域を非表示にし、断面と外観を合わせて表示することも可能である。

(a) VR

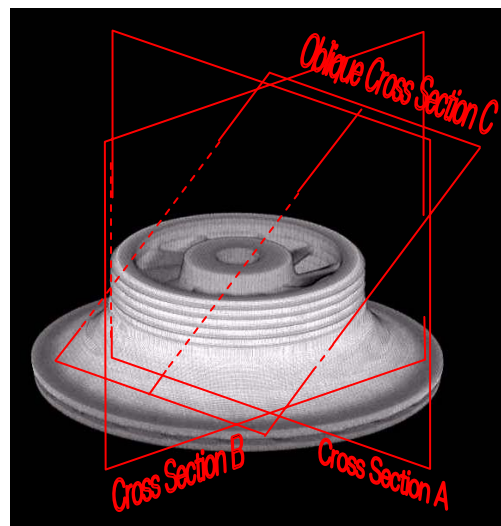
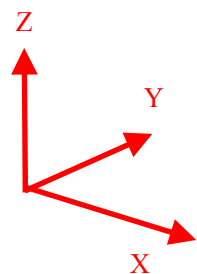


Fig. 2.20 MPR and VR

(b) MPR

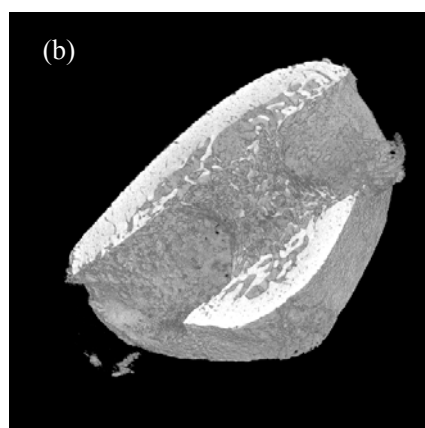
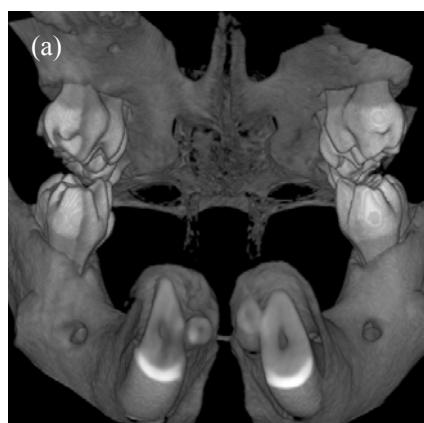
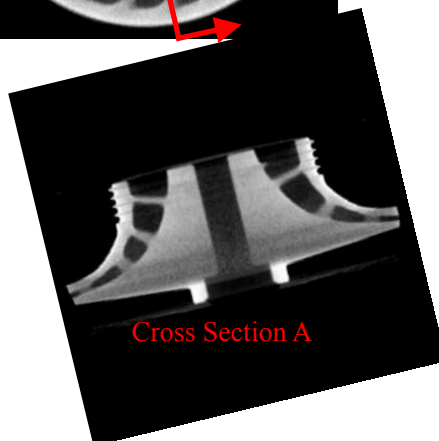
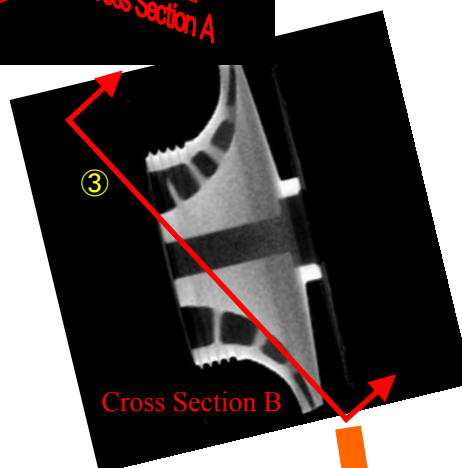
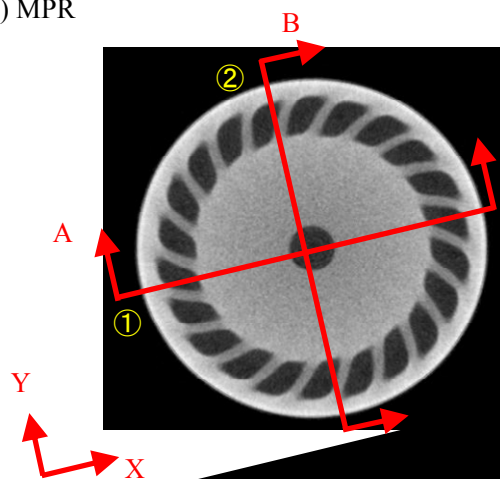


Fig. 2.21 VR: Volume rendering: (a) Mouse head (b) Mouse thigh bone (Adachi, Kyoto Univ.).

図 2.21(a) にマウス頭部の VR 画像を示す。また図 2.21(b) はマウスの大腿骨の一部（直方体、紙面、斜め左上手前の領域）を非表示にした事例である。縦方向の断面と垂直方向の断面、および外観を一つの画像で表現できる。

## 2.9 スキャンモード

360° の方向から得られる透過画像から再構成するのが通常であるが、サンプルの回転角度が 180° 異なる 2 つの透視画像は同一であり、実質的には 180° の範囲のスキャンで十分である。この撮影モードをハーフスキャンと呼ぶ。スキャン時間が半分に短縮できるが、露出時間も半分なので S/N は低下する。これに対して 360° スキャンをノーマルスキャンと呼ぶ。いずれも測定視野全体が画面に入る必要がある。

回転中心を検出器の撮像エリアの端に配置して、測定視野の半分が画面からはみ出した状態で 360° 回転させて撮影することも可能である（図 2.22(a)参照）。このスキャンモードをオフセットスキャンと呼ぶ。等価的に幅が広い検出器を使用したのと同じ効果があり（図 2.22(b)参照）、空間分解能が向上するが、ノーマルスキャンと比較すると S/N は低下する。

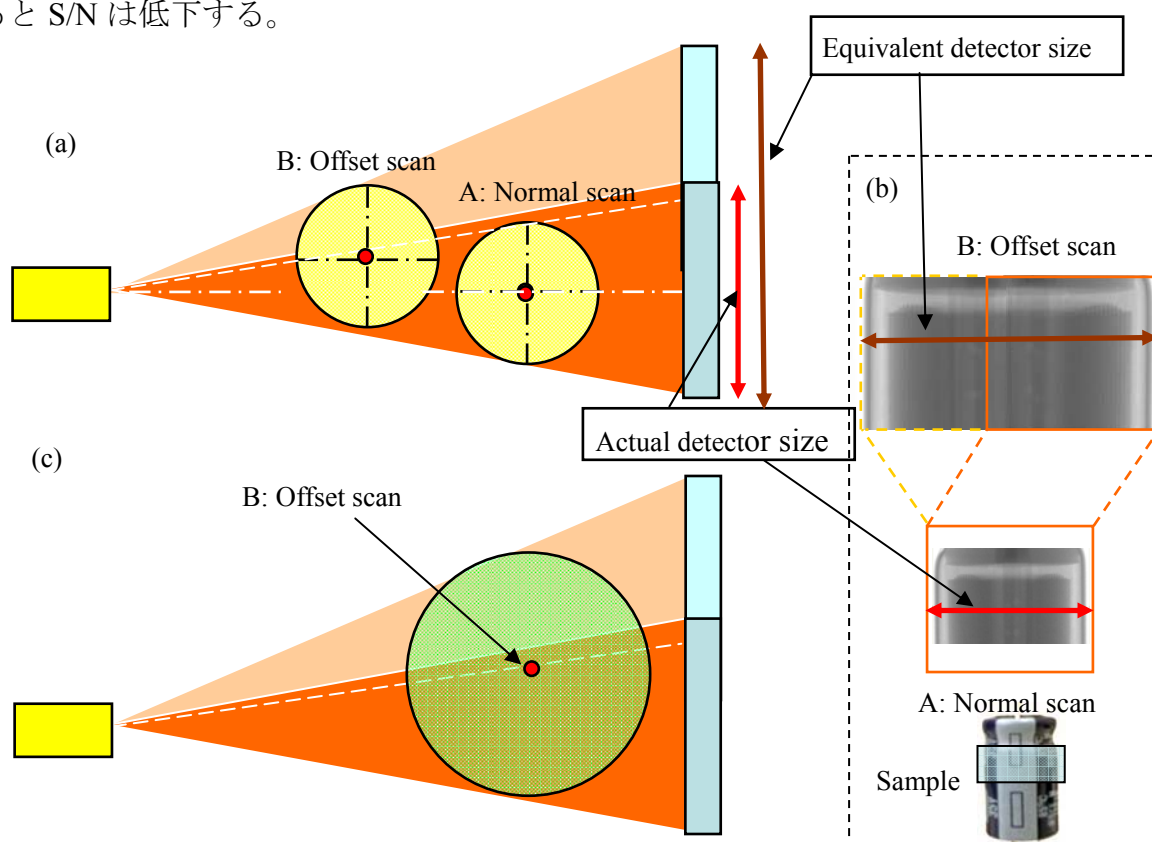


Fig. 2.22 Offset scan and normal scan.

ノーマルスキャンと同一の視野で撮影する場合は、図 2.22(a)に示すように、サンプルの位置を X 線源の方に近づける。またサンプルと検出器の距離が同じ条件で撮影する場合は図 2.21(c)に示すように視野が大きくなる。オフセットスキャンはノーマルスキャンに比べて大きなサイズのサンプルを撮影する場合に有効である。

## 2.10 CT 撮影パラメータ

CT 撮影において画質に影響を与えるパラメータは多数存在する。ここでは、そのパラメータを列挙するとともに、医療用 X 線 CT と高出力 X 線 CT との比較を行う。また、これらのパラメータが画質の主に S/N に影響を与えるのか、空間分解能 **Spatial resolution** に影響を与えるのかを分類した。

選択できるスキャンモードは、検出器が 2 次元（面センサー）か 1 次元（ラインセンサ）かによって大きく異なる。1 次元の場合マルチスライス CT で 3 次元画像を構築することになるが、検出器が 2 次元の場合は、マルチスライスとコーン CT が選択できる（図 2.8 参照）。管電圧 **Tube Voltage** や管電流 **Tube Current** は、高エネルギー CT の場合固定である。

Table 2.2 CT Parameter

	Micro focus X-ray CT	Medical CT	High Energy CT
Max Tube Voltage	225kV	150kV	14000kV
Detector	Area(2D) Detector	Line Detector	Line Detector
Mode	2D, Multi Slice, Cone CT	2D, Multi Slice	2D, Multi Slice

S/N: Signal to Noise Ratio, Res.: Resolution

Parameter	Image Quality	Micro focus CT	Medical CT	High Energy CT
Tube Voltage	S/N & Res.	Valuable	Valuable	Fixed
Tube Current	S/N & Res.	Valuable	Valuable	Fixed
Metal Filter	S/N & Res.	Valuable	None	None
Focus Spot Size	Res.	4 $\mu$ m	0.3 mm	1-2 mm
Detector Size	Res.	Valuable	Fixed	Fixed
Detector Matrix	Res.	Fixed	Fixed	Fixed
Scan Mode	S/N & Res.	Normal, Offset, Half	Half Scan	Normal Scan
SID (Source to Image Distance)	S/N & Res.	Valuable	Fixed	Fixed
SOD (Source to Object Distance)	Res.	Valuable	Fixed	Fixed
Reconstruction (Image) Matrix	Res.	Valuable	Valuable	Valuable
View (projection) Number	S/N & Res.	Valuable	Valuable	Valuable
Exposure Time	S/N	Valuable	Valuable	Valuable
Slice width	S/N & Res.	Valuable	Valuable	Valuable
Reconstruction Kernel	S/N & Res.	Valuable	Valuable	Valuable



## 1) 管電圧、管電流と金属フィルタ

管電圧、管電流を上げるとX線出力は増大する。管電流は、主に画像のS/Nに寄与するが、管電圧のほうは、単に高ければよいというものではなく、逆にX線を透過しやすいサンプルに対しては、高いエネルギーのX線ではコントラストがつきにくい。よってサンプルの材質に対して最適な管電圧を選択しなければならない。厳密には材質だけでなく、その大きさや形状も考慮しないといけないので、実際にはサンプルに応じてさまざまになる。逆に医療用では被写体が人体と決まっているために、ほぼ部位ごとに撮影条件(プロトコル)が決められており設定は容易である。

金属フィルタ (Metal Filter) は、X線源もしくは検出器の前に挿入し、低いエネルギーのX線を除去するために使用する。マイクロフォーカスX線CTでは管電圧の可変範囲が広い。特に金属サンプルを撮影する場合、サンプルを透過させるため管電圧を上げるが、この際検出器が飽和するのを防ぐために金属フィルタを挿入する。サンプルに応じて最適な管電圧、管電流、金属フィルタの材質 (銅もしくはアルミ) と厚みの選択する必要がある。

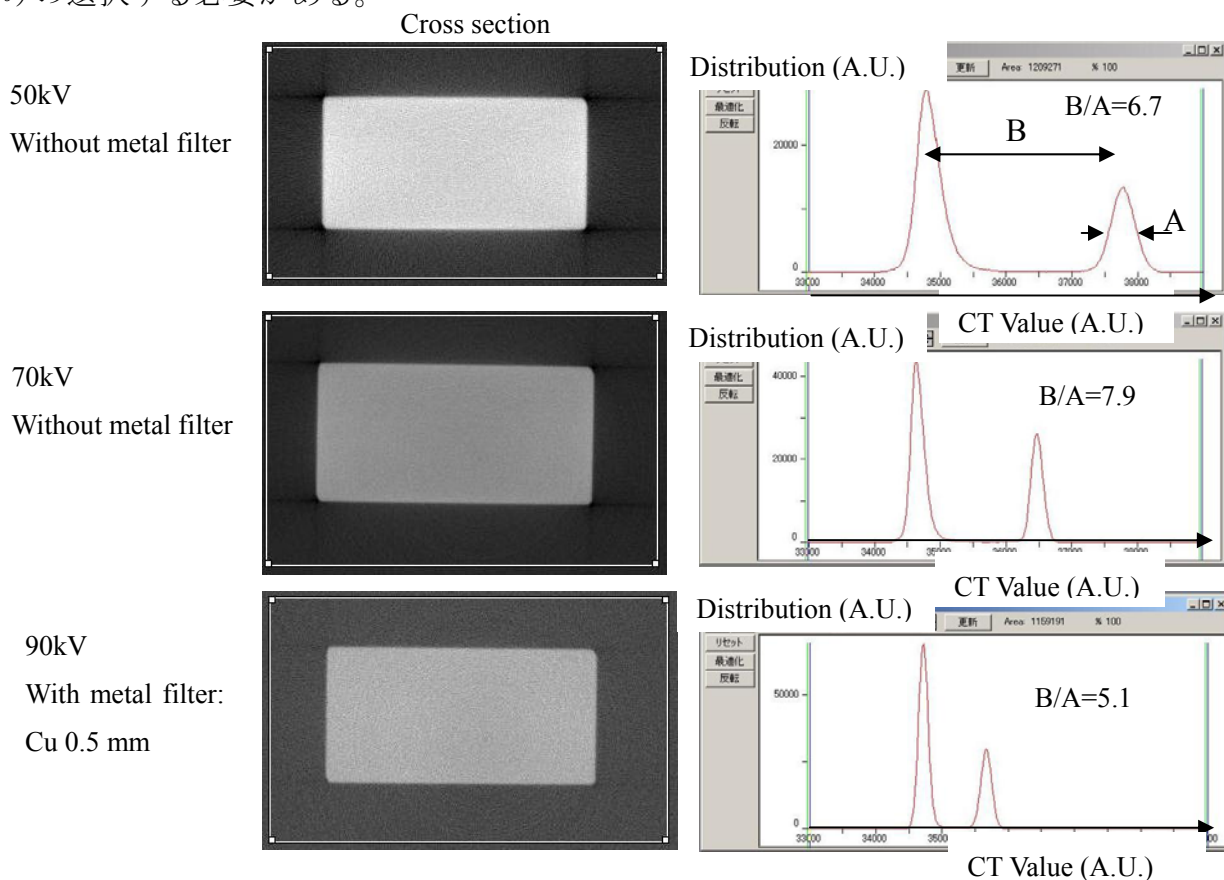


Fig. 2.23 Optimum X-ray tube voltage.

Sample Size: 5 mm x 10 mm, Machine: SMX-225CT, Tube Current: 0.01 mA, FOV: 24 mm,  
View Number: 1200, Average Number: 4, Matrix: 2048, Image Detector: 9" II.



図 2.23 にこの事例を示す。図中左は断層画像、右のグラフは画像の輝度のヒストグラムである。左のピークは空気の領域、右のピークはサンプルの領域を示す。各々のピークの半値幅（図中 A）が狭く、かつピークの間隔（図中 B）が離れていることが画像のコントラストがよい条件である。よって、 $B/A$  を最大にする条件が最適であるといえる。管電圧を 50kV, 70kV, 90kV と変化させたこの事例では管電圧 70kV が最適であった。この最適値はサンプルの材質と大きさによって異なる。2 つ以上の異なる材質が複合するサンプルでは、目的に応じて管電圧を選択する必要がある。

## 2) 焦点サイズ

焦点サイズ (Focus spot size) が小さい方が、空間分解能を上げることはできるが、X線輝度が落ちるため S/N が低下する。また開放型 X線源では、この焦点サイズは管電圧と管電流に依存する。通常管電圧、管電流を上げると焦点サイズは大きくなる。密閉型の X線源では、この変化は小さい。

## 3) 検出器の視野サイズ

検出器を選択するに当たり、まず受光面の大きさ (Detector size) は、撮影したい最大の視野の大きさによって決まる。サンプル全体を撮影する必要がある場合、検出器の受光面を、サンプルの大きさよりも大きくする必要がある。また高拡大で撮影するためには検出器と X線源との距離を離す必要があり、装置サイズが大きくなる。サンプルが小さく高拡大撮影が主目的の場合は、受光面の小さい検出器を選択した方がよい。検出器とサンプル、X線源との位置関係を変えずに視野サイズを可変にするために、イメージ管では電氣的に受光面サイズを切り替える機能を備えた、視野切り替え機能付きイメージ管が開発されている。例えば 9 インチマルチイメージ管においては、受光面の大きさを 9", 7.5", 6", 4.5" の 4 段階で切り替えることが可能である。

## 4) 検出器の画素数

検出器の画素数 (Detector Matrix) も分解能に影響を与える。イメージ管場合、レンズで結合する CCD カメラの画素数で決まる。カメラの種類としては 40 万画素 (640x480 画素)、100 万画素 (1024x1024 画素) が選択できる。FPD の場合は、100 万画素、400 万画素が選択できる。画素数が大きいと分解能は改善されるが、同じ受光面積の場合、信号強度は低下し S/N が低下する。また、計算時間は、検出器のマトリッ

クスサイズが2倍になった場合、コーンビーム CT では計算時間は約8倍になる。生データのサイズも膨大になる。目的に合わせて選択する必要がある。

#### 4) ジオメトリ

また検出器とX線源との距離 SID (Source to image distance) が可変であるかどうかにも大きく影響する。マイクロフォーカスX線 CT では、この SID が可変であるため、パラメータの自由度が高い。図 2.24 に SID(=B) と SOD (Source to object distance =A) の関係について示す。倍率はこの比で決まる。SID が可変であると、同じ倍率を得られる複数の SID と SOD の組み合わせが存在する。最小 SOD はサンプルの大きさで制限を受ける。カメラ信号出力 (輝度レベル) は SID の2乗に反比例する。X線源とサンプルが干渉しない限り、サンプルをX線源に近づけることにより信号出力上げることができる。またサンプルをX線源に近づけることにより、X線管電圧を下げるので、密度の低いサンプルに対してはコントラストを上げることができ有利である。唯一注意が必要な事項として、検出器にイメージ管を利用する場合、極端に SID を短くすると、視野中央部分と周辺部分の輝度差が大きくなることが挙げられる。

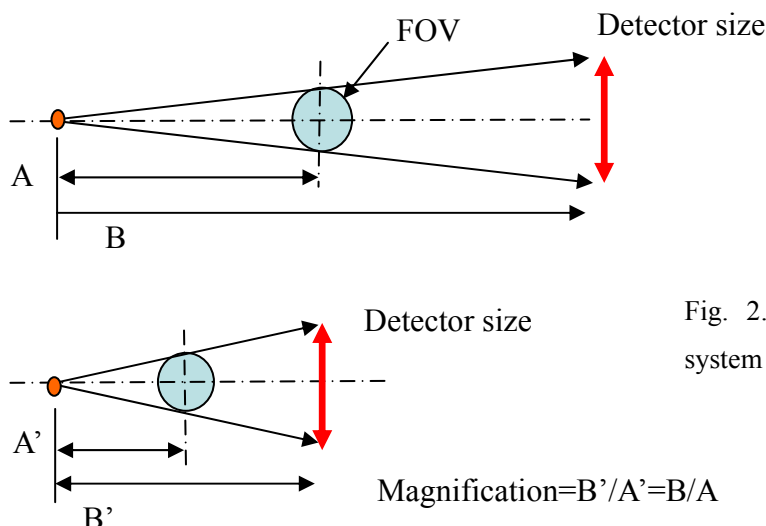


Fig. 2.24 Magnification and system geometry

#### 5) 再構成マトリックス

再構成する Reconstruction (Image) Matrix には 512x512, 1024x1024, 2048x2048 などが選択できる。3次元画像を扱う場合、計算速度と3次元表示の速度など実用性から 512x512 や 1024x1024 が多く選択される。1断面であれば 2048x2048 を選択する場合もある。再構成マトリックス大きいほど計算時間がかかる。検出器のマトリックスや次のビュー数との兼ね合いもあり、いたずらに大きな値を選択すればよいとは限らない。

## 6) ビュー数

ビュー数 (View (projection) Number) は、サンプルを 1 回転させる間に収集する透視画像の枚数である。多いほど S/N と空間分解能をあげる効果があるが、その分収集時間、計算時間ともに長くなる。先述の Reconstruction (Image) matrix を大きくする場合、このビュー数も多くする必要がある。

## 7) 露出時間

露出時間 (Exposure Time) が長い方が S/N はよい。一般に検出器からの透視画像の取り込みのレートは決まっているので、1 枚の透視画像を得るために何枚の生の透視画像を積算するか (積算回数、Average) と、先述のビュー数とで露出時間が決まる。例えば、フレームレート秒 30 のカメラを用いて 600 ビュー、16 回積算の場合、露出時間は  $600 \times 16 / 30 = 320$  sec となる。

## 8) スライス厚

スライス厚 (Slice width) は、医療用 CT で一般的な用語であり、ラインセンサのスライス面 (XY 面) に垂直方向の検出器の物理的な厚みで決まる値である (図 2.14 中の W)。一般に医療用 CT では、1 画素のピッチ (図 2.14 中の d) よりもこの厚みの方が大きい。3 次元画像を構築する場合、サンプルの Z 方向 (人体の場合は体軸方向) の送りピッチをスライス面内の画素ピッチと同じにすることで、3 次元構築した際の 1 画素単位 (ボクセル) を立方体とすることができる。この場合、体軸方向 (Z 方向) の分解能はスライス面内よりも落ちるが、体軸方向 (Z 方向) に積分した画像となり画像のコントラストはよい。産業用ではスライス厚は検出器で決まるのではなく、ソフト上の設定で変更できる。通常は、スライス厚はスライス面の画素サイズと同じ大きさにする。スライス面の画像のコントラストを向上させ、Z 方向の分解能を多少落としてよい場合は、このスライス厚の設定を大きくする。具体的には Z 方向に設定された厚み (スライス枚数) 分の重み付け平滑化を行う。電池、コンデンサーなど Z 方向に変化の少ないサンプルでは効果が大きい (図 2.25 参照)。ただし、サンプルをテーブルに垂直に固定するなどの注意が必要である。

以上のように、多くの撮影パラメータがあり、その最適な組み合わせはサンプルに依存する。サンプルに適した装置の選択や、最適なパラメータの選択が重要である。

## 9) CT値

断層画像の各画素の輝度値をCT値と呼び、医療用CTでは、水と空気を基準に校正されていて絶対値に意味がある。CT値は表 2.2 の撮影パラメータに依存する。産業用CTにおいてはそのパラメータが多いため、都度校正する必要がある。密度が問題となる骨の計測においては、専用のファントムが開発されている[19]。

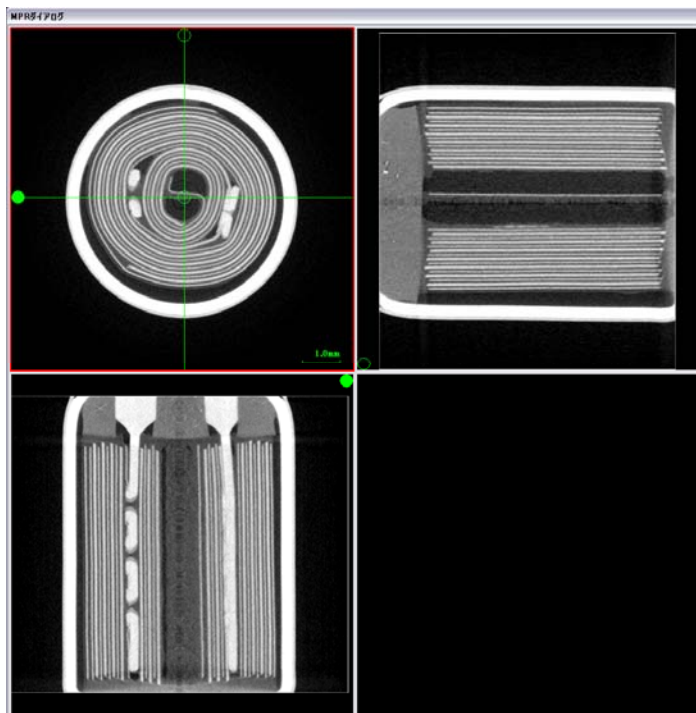


Fig. 2.25  
MPR image of capacitor

### 2.1.1 3次元モデリングと閾値

CT 画像上での寸法計測や、他のモデルとの重ね合わせを行うために表面形状を抽出する場合を考える。図 2.26 にスライス画像の例とその一部を拡大した画像を示す。断層画像（スライス画像）はCT 値という濃度情報（通常 16 ビット）を持った画素単位の集まりである[20-24]。

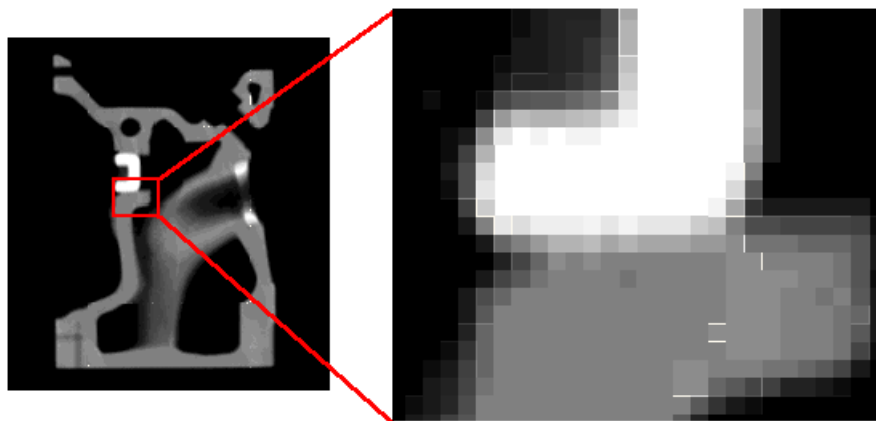


Fig. 2.26 CT image and gray scale value [24].

図 2.27 に CT データから物体の輪郭を決定する手法について説明する。閾値に対して、それを上回る領域を物体内部と認識する。その境界においては、境界に垂直方向の輝度のプロファイルにおいて、その勾配が急峻であることがのぞましい。

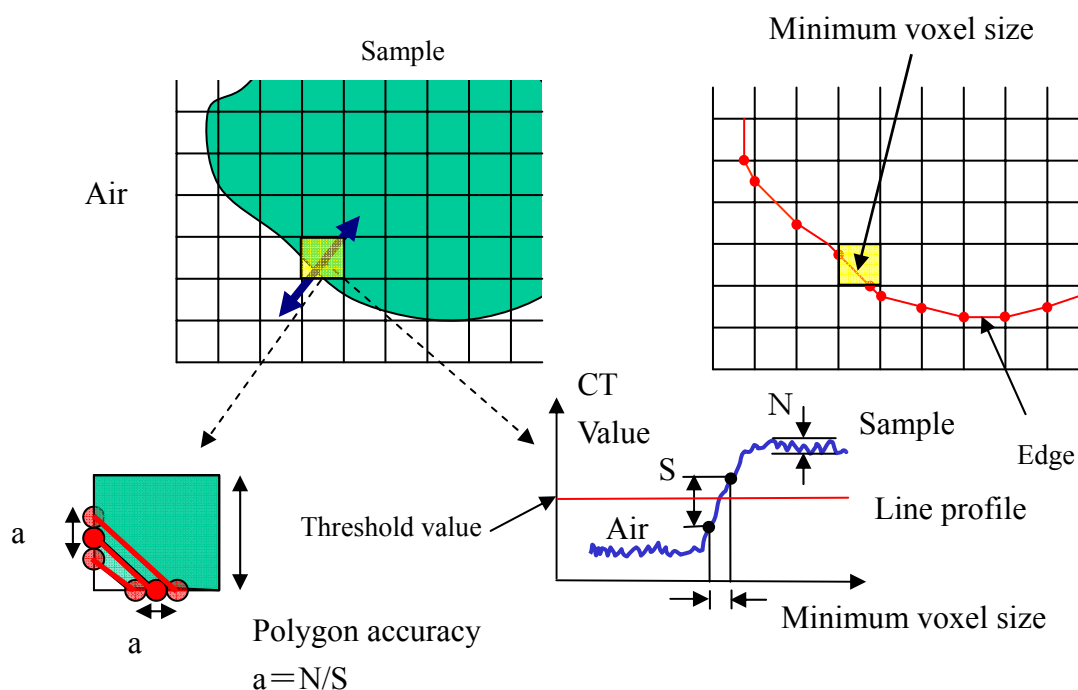


Fig. 2.27 Edge line profile and polygon accuracy.

画像にノイズが多いと、実際の物体の輪郭との誤差が大きくなる。この誤差の大きさは  $a=N/S$  で表される。ここで  $N$  は画像のノイズ成分の振幅、 $S$  は 1 画素あたりのエッジの輝度の変化の大きさである。抽出される面の位置はこの幅  $a$  の範囲で変動する。 $S$  に対して、 $N$  が十分小さければ、1 画素の大きさを下回る分解能で物体の輪郭を求めることができる。

図 2.28 にその事例として、アルミブロックを撮影し 1 断面においてサンプルの境界に垂直方向に走査して得られた輝度プロファイルを示す。縦軸は輝度(A.U.)、横軸はピクセル番号である。1024 画素以上では再構成マトリックスを増やしたからといって、境界がシャープになることはなく、抽出できる面の形状精度が向上することはない。上記の輪郭抽出は 2 次元の場合であるが、これを 3 次元に拡張したのが **Marching cubes** の方法である（図 2.29 参照）[25]。3 次元の 1 画素単位（ボクセル）の 8 つの頂点の CT 値が、閾値よりも大きいか小さいかによって図の中で緑もしくは黄で表示され、いずれかの個数が 0,1,2,3,4 で場合分けされる。これによって 3 角形のメッシュを生成のパターンは合計 15 通りになる。生成されるメッシュの頂点位置は、図 2.27 の説明

同様、画像のコントラストがよければ画素分解能以下の精度で求めることができる。

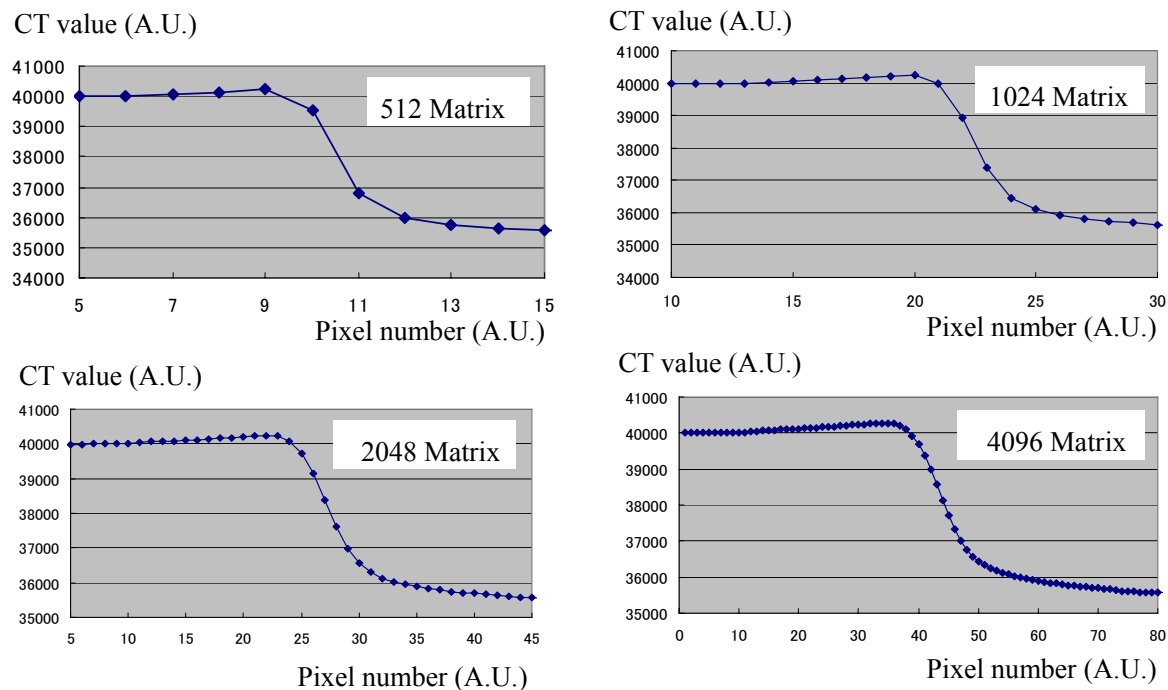


Fig. 2.28 Reconstruction matrix and edge profile.

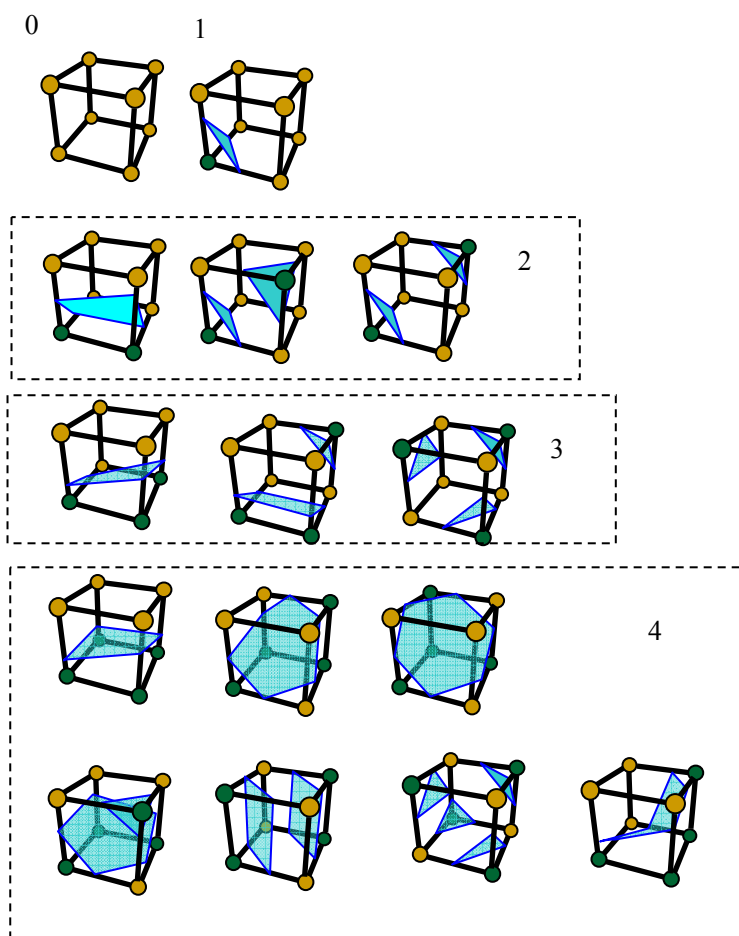


Fig. 2.29 Marching Cubes polygon creating method [25], Apexes are colored depend on CT value and threshold which is described in Fig. 2.27. Half-translucent polygons are object surface. It is classified in 15 ways.

## 2.1 2 リバーズエンジニアリングへの応用

個々の工業製品の部品は、設計データに基づき加工、成型される。製造工程を最適化するため、最終形状を、さまざまな装置を用いて測定し、製造工程にフィードバックする必要がある（図 2.30）。例えば金型を用いて成型する場合、金型の修正という工程が入る。3次元 CAD のデータとマシニングセンタや金型設計ソフトとの連携においては、デジタル化は普及しているが、計測の工程についてはデジタル化が遅れている。実物を3次元で測定、数値化し設計にフィードバックする試みをリバーズエンジニアリングと呼んでいる。樹脂の成型品では、一つの部品で測定箇所が数百から1000箇所にあふぶこともあり、通常測定に2から3週間かかっている。携帯電話のように商品寿命が短く、開発サイクルの短縮が重要な課題の製品において、この設計データへのフィードバックまでの時間短縮は、製造現場の差し迫った問題となっている。この計測手法には接触式と非接触式があるが、速度の点で非接触式が有利であり、光学式測定器の利用が広がっている。

図 2.31 にコネクタの VR 画像を示す。このようにコネクタでは、穴の内部にプローブやレーザー光が届かないため、接触式や光学式では測定が不可能である。実際にはサンプルを切断し投影機を用いて測定している。内部も測定できる CT に注目が集まっている[26-31]。

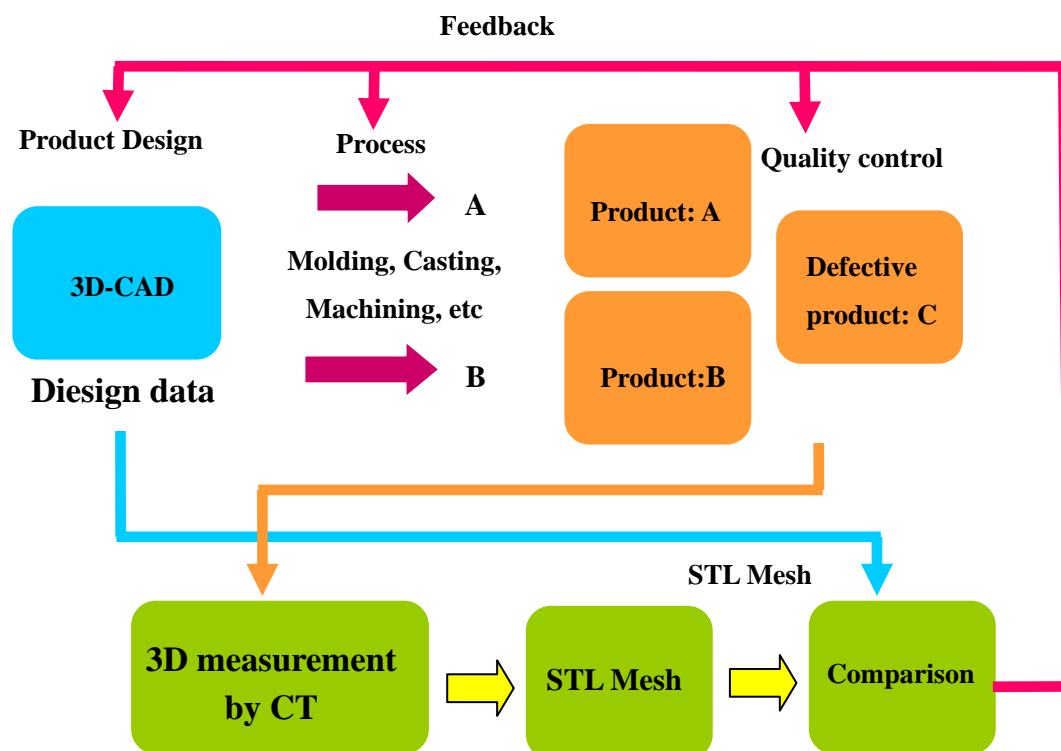


Fig. 2.30 Reverse engineering

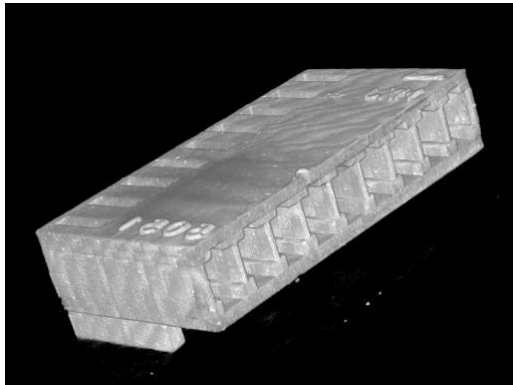


Fig. 2.31 Connector

図 2.32 に。ヘッドマウントディスプレイの事例を紹介する[32]。図 2.32(a)はデバイスの外観写真である。眼鏡に装着し、遠方の景色と同じ位置にデバイス内部の液晶モニターに表示された情報を重ねて見ることができる。図 2.32(b)は CT 画像、図 2.32(c)は設計データである。C T 画像から VG Studio Software (Volume Graphics GmbH, Heidelberg, Germany)を用いて図 2.27 に示した手順で表面形状を抽出した。設計データと位置合わせを行い、各ポイントの距離 (位置のずれ) に応じて色をつけて表示した。赤い領域は実物が設計データよりも外に出ている箇所である。その設計データと実物との誤差は最大 0.5mm 程度であった(図 2.32(d))。

また図 2.33, 図 2.34 に CT で撮影した画像から応力解析のシミュレーションを行った事例を示す。直径 0.6 mm の鉛フリー半田をマイクロフォーカス X 線 CT, SMX-225CT で撮影し、C T 画像から VG Studio Software を用いて形状表面を抽出した。内部に多数のボイドが存在する (図 2.33)。このデータをもとに 2 つのモデルを生成した。一つはボイドを含んだままのモデル、もうひとつはこの画像から内部のボイドを分離し消去したモデルである。各々の半田ボール上部に荷重を加え (図 2.34 の赤の矢印) 応力解析を行った。その結果を図 2.34 に示す。内部にボイドが存在するモデルの応力が高いことがわかる。特に大きいボイド間に応力が集中している。半田中のボイドはクラックの起点になる[33]。CT 装置は、このように電子デバイスの半田接合部の解析に役立っている[6,7]。



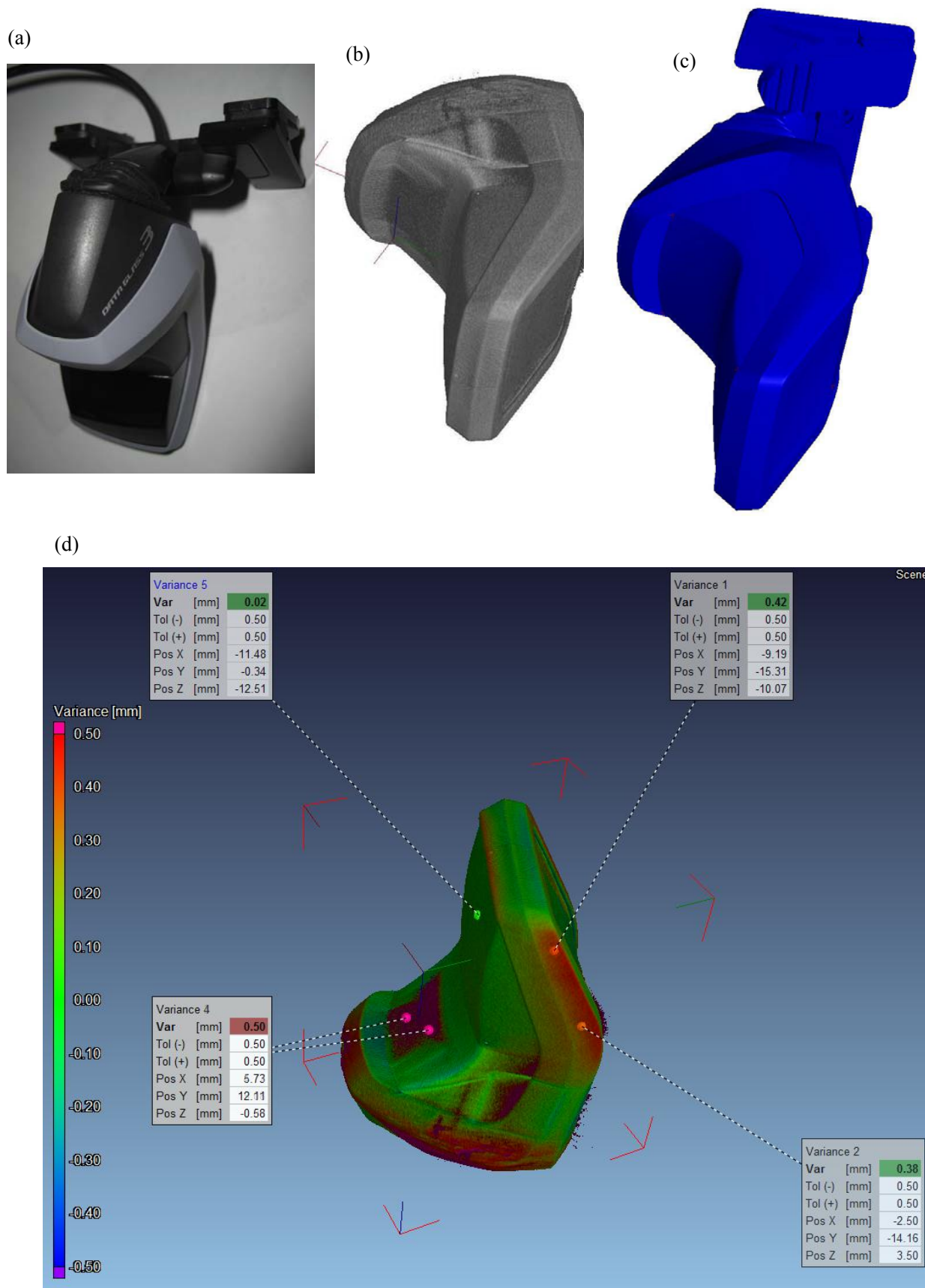


Fig. 2.32 Head mount display (a) Photo, (b) CT Image, (c) CAD data  
(d) Comparison between CT and CAD data.

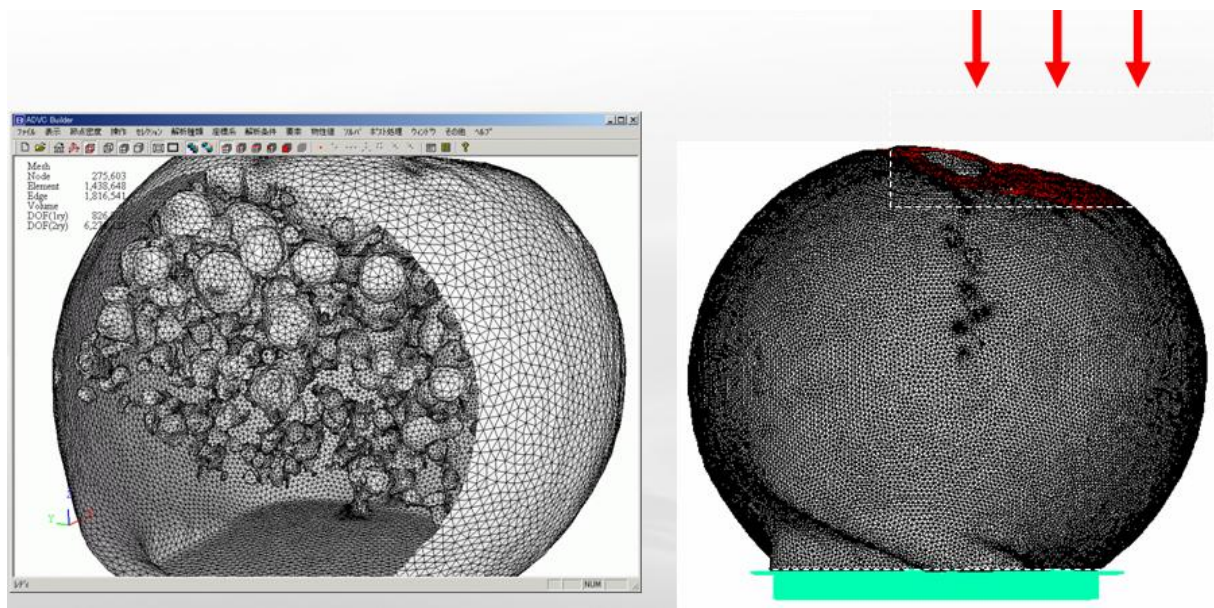
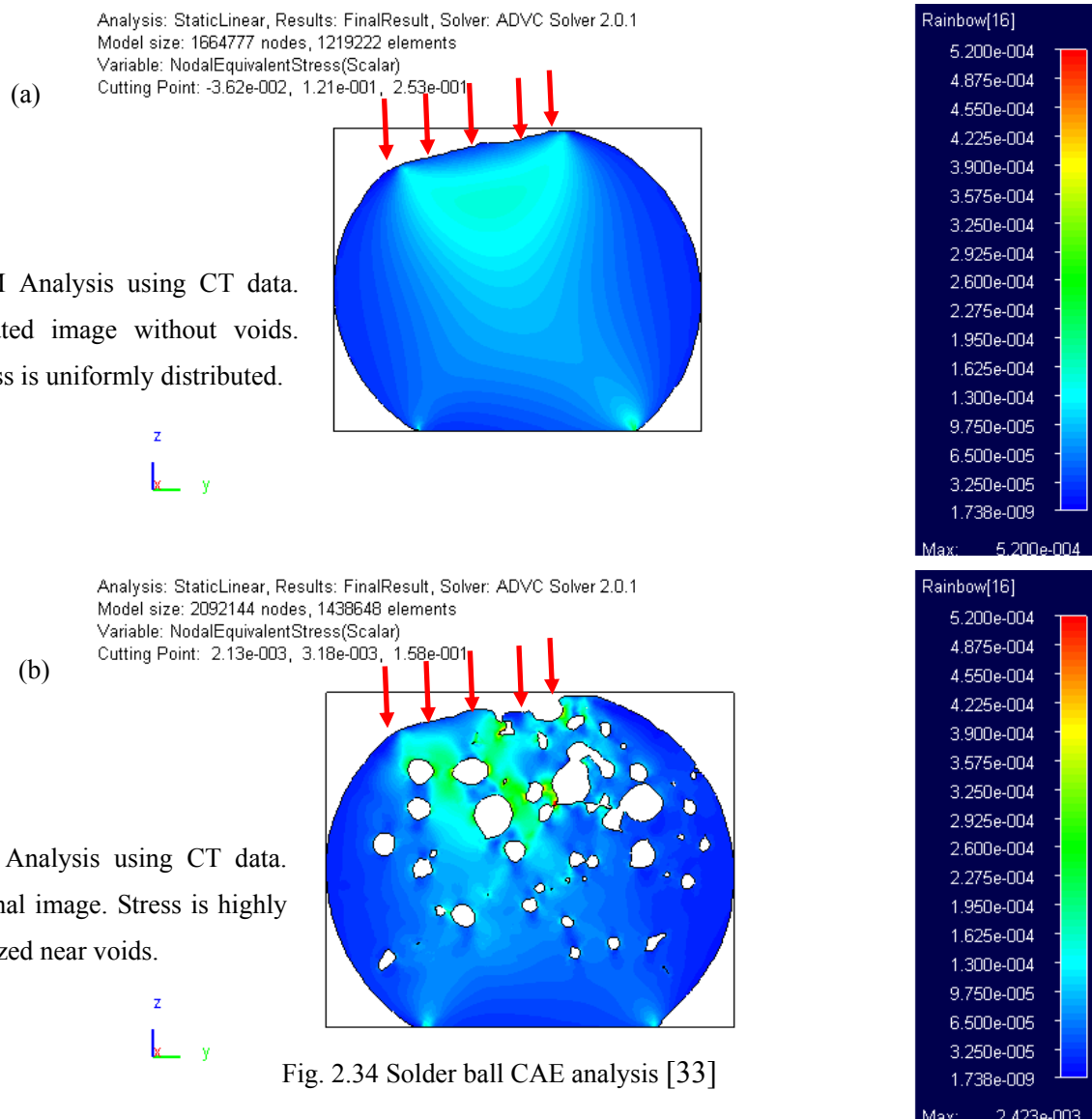


Fig.2.33 Solder ball STL model [33]



## 2.1.3 X線装置の開発動向

### 2.1.3.1 高分解能化

マイクロフォーカスX線CT装置に求められる性能において、より高分解能で観察したいという要望が強い。電子部品や高密度実装基板のはんだ接合部、半導体パッケージ内部、触媒や多孔質セラミックの微細構造、燃料電池に使用される素材などが対象である。高分解能のCT画像を得るためには、X線管球の焦点サイズが小さいこと、最適な検出器の選択、回転テーブルの芯ぶれが小さいこと、これらの要素部品を支持する構造体の剛性が高いこと、外部の振動などの影響を受けないことなどが重要である。これらの要求を満たすナノフォーカスX線CT装置を開発した。

#### Sub Micron Focus

##### X-ray Source

$0.4\ \mu\text{m}$

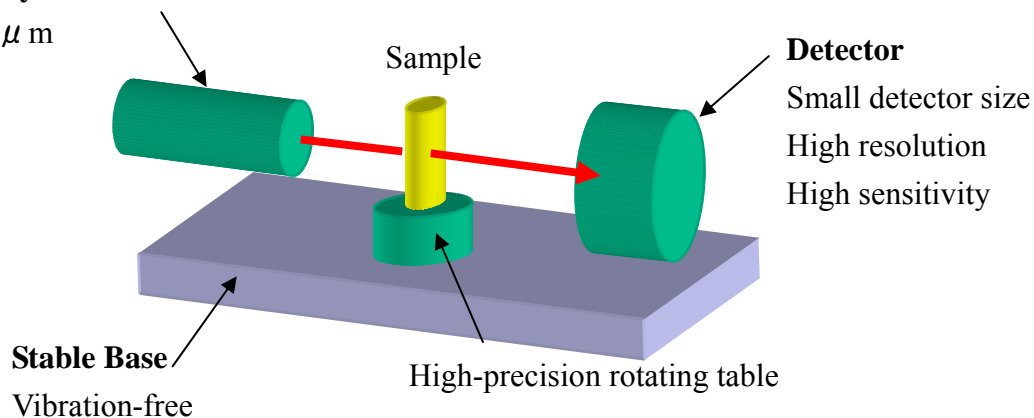


Fig.2.35 Nano-focus X-ray CT

フィラメントに LaB6 単結晶を使用し、電子ビームを2段のレンズで集光することで、焦点サイズ  $0.4\ \mu\text{m}$  を達成したX線源を開発した。図 2.36 にこのX線源を示す。最大管電圧 160kV。電子レンズの最適化設計により、管電圧を上げても焦点サイズが大きくならない点が、従来のタングステンフィラメントのX線源と異なる[34-36]。

検出器にはベリリウム窓のイメージ管と、専用設計のカメラレンズ、100万画素のCCDカメラを採用した。ベリリウム窓のイメージ管は、通常のアلمニ窓のイメージ管に比べて低いエネルギーのX線の吸収が少なく感度が高い。図 2.37 に、木材片の拡大断層画像を示す。視野は  $0.4\ \text{mm}$ 、1ボクセルは  $0.4\ \mu\text{m}$  である。X線顕微鏡とも呼べるこの装置では、最小視野  $0.2\ \text{mm}$ 、1ボクセル  $0.2\ \mu\text{m}$  までの拡大が可能である。更なる画質の改善のためには、高感度検出器と高輝度X線源の開発が重要である。



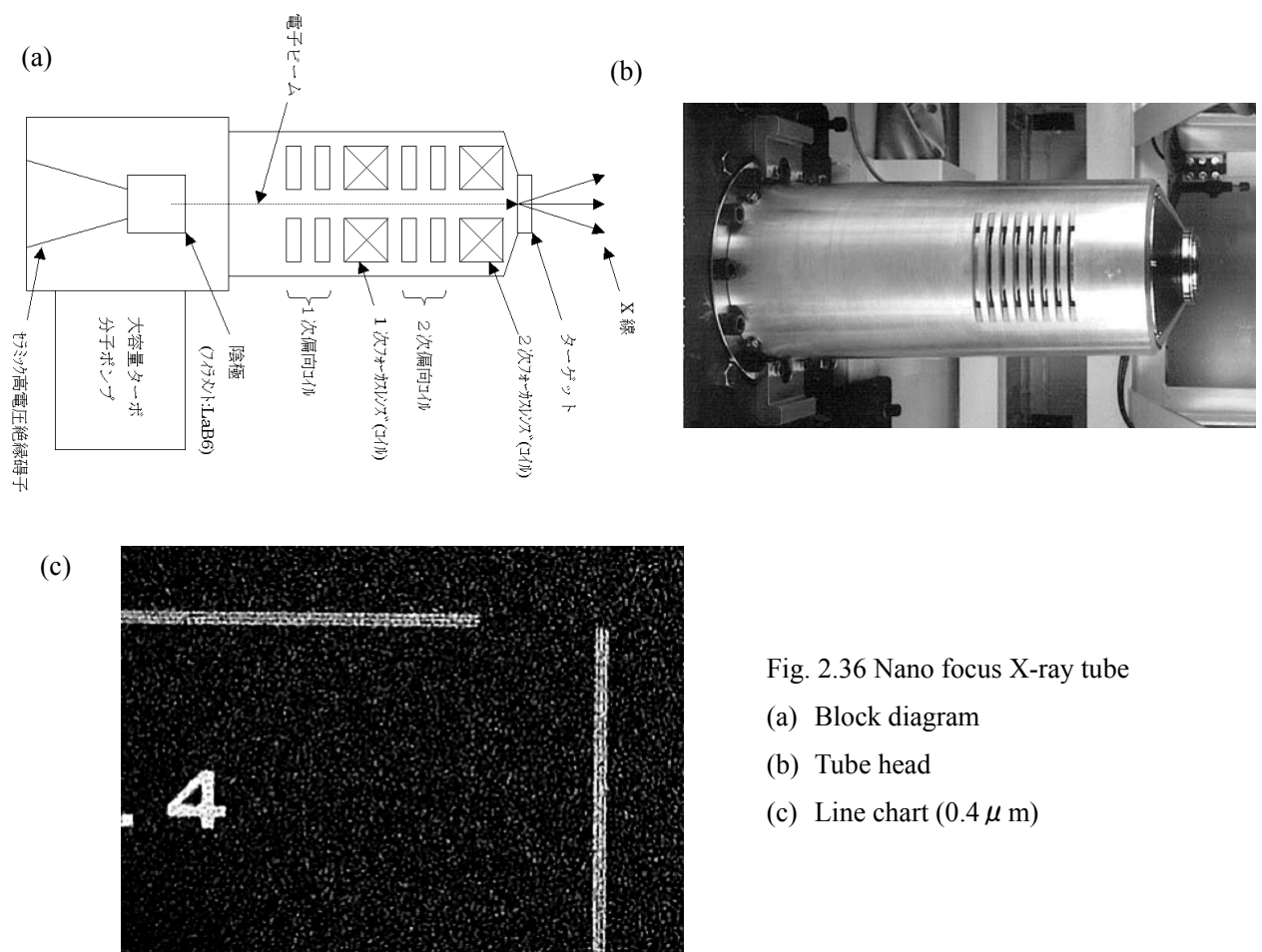


Fig. 2.36 Nano focus X-ray tube

(a) Block diagram

(b) Tube head

(c) Line chart (0.4  $\mu\text{m}$ )

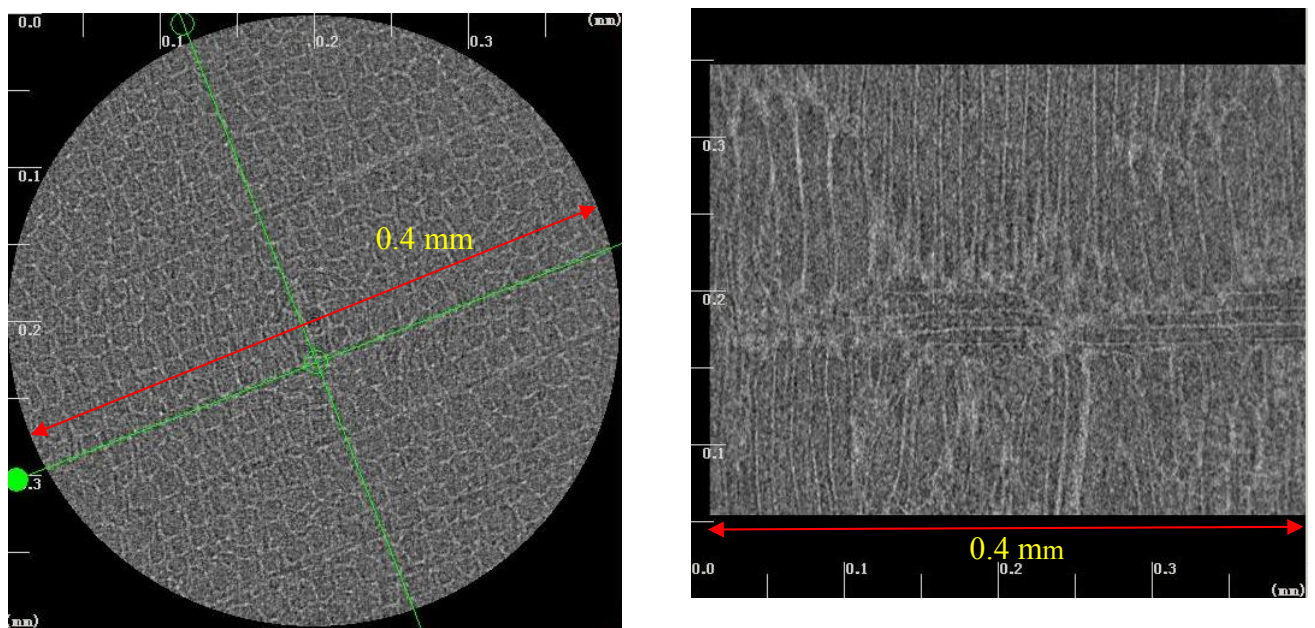


Fig. 2.37 Wood cell wall

### 2.1 3.2 演算の高速化

CT の再構成演算（FBP、バックプロジェクション）は並列演算プロセッサに適している。2000 年頃までは速度の点で、DSP（Digital signal processor）が CPU を上回っていたため、DSP 搭載専用ボードで演算をおこなっていたが、2000 年以降は CPU の演算速度が向上し、専用ボードに依存するメリットがなくなり CPU に移行した。しかしながら近年、発熱の問題で CPU 速度が頭打ちになっている。その中で GPU（Graphic processing unit）が注目を集めており、低価格で高速並列演算が実現できるようになってきた[37]。従来は全ての投影データがそろってから演算を開始していたが、GPU 採用とアルゴリズムを工夫することで、データ収集中に演算が開始できるようになり、従来 8 分程度かかっていた演算時間が（600 ビュー、512 画素マトリックス、480 スライスの条件において）、データ収集後約 5 秒で結果を表示できるようになった。

高分解能化と高速化の他に、CT 固有のノイズ（アーチファクト）をどのように低減するかという課題がある。このノイズを減らす方法として、バックプロジェクションに代わる演算手法が注目を集めている。これらの新しい手法の計測時間は従来の FBP よりも長いため、いずれにしても高速化は重要な課題である。

GFLOPS（1 秒間に 10 億回の浮動小数点演算を行う処理速度）

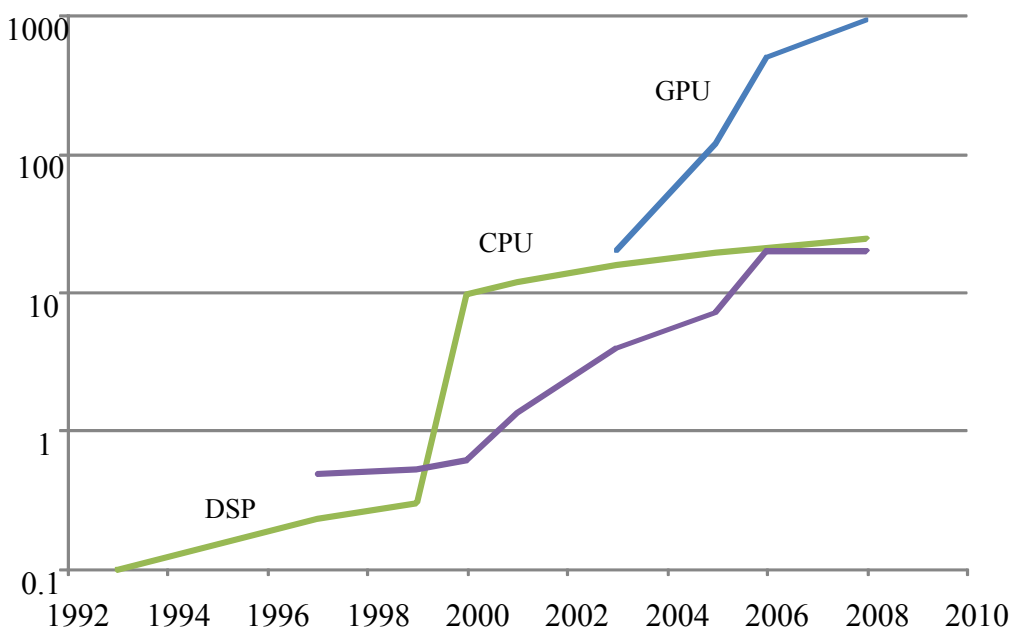


Fig. 2.38 Progress of signal processor

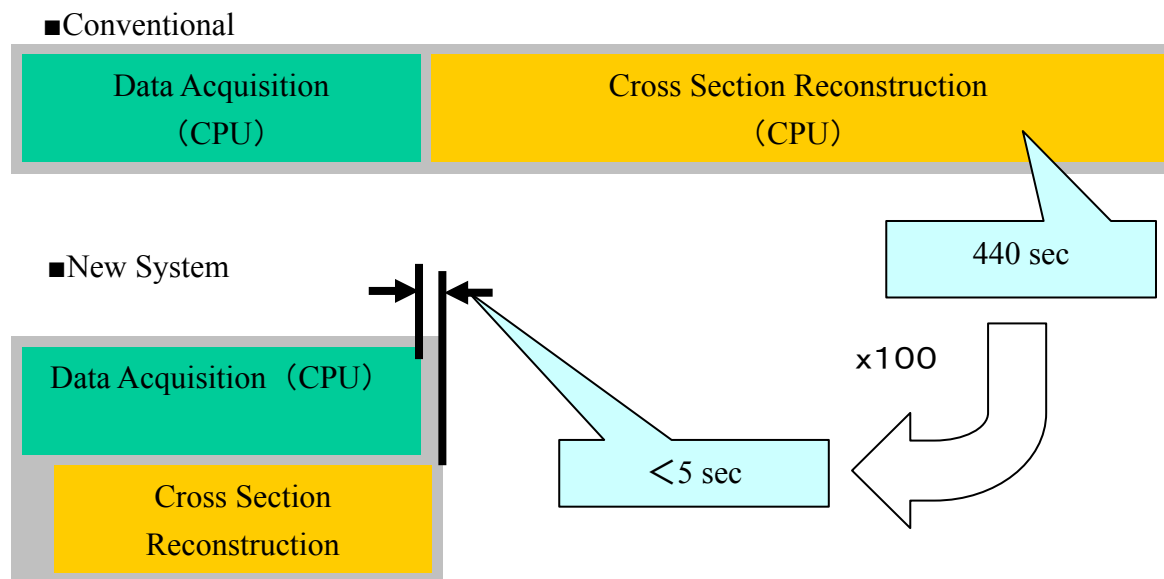


Fig. 2.39 Shimadzu High Performance Computing: SHPC

#### 2.1 4 まとめ

本章ではX線透視およびCT装置の歴史について述べた。またX線の原理、および構成要素に必要な条件などについて解説した。重要な構成要素、X線源、検出器について構造や特長を解説した。CT装置の構成および医療用CTと産業用CTの違いについて触れ、撮影において重要なパラメータについて説明した。サンプルに適した装置の選択や、最適なパラメータの選択が重要であることを述べた。また3次元のモデリングおよびリバースエンジニアリングへの応用事例を紹介し、最後に最近の開発動向について述べた。

今後操作性の改善、装置の低価格化および、周辺の3次元画像解析ソフトウェアの進歩とともに、マイクロフォーカスX線CT装置の利用分野が広まっていくものと思われる。応用範囲が広まる中で、より高い分解能でコントラストのよい画像を観察したいというユーザーの要求はとどまるところがない。このニーズがドライビングフォースとなって、更なる技術開発が進むものと期待される。

#### 第2章の参考文献

- [1] 上西亮二他、社史編集委員会、島津製作所史、1967.
- [2] 小野瀬荘樹他、130年史編集委員会、科学技術で未来を拓く島津製作所130年の

歩み、2005.

- [3] X線装置年表 JIAR: Japan Industries Association of Radiological Systems,  
<http://www.jira-net.or.jp/vm/various3.html>
- [4] 岩井喜典編、電子工学進歩シリーズ 9、CT スキャナ、コロナ社
- [5] Hounsfield, G.: Computerized Transverse Axial Scanning Tomography, British Journal of Radiology 1973; 46-552: 1016-1021.
- [6] 開本 亮: マイクロフォーカス X線装置の進展と非破壊検査技術, 生産と技術, Vol. 52, No. 2, pp. 35-38, 2000.
- [7] Hirakimoto, A.: Micro Microfocus X-ray Computed Tomography and It's Industrial Applications, Proc. of International Congress on Analytical Sciences 2001; 3K05.
- [8] Feldkamp, L. A., Davis, L.C. and Kress, J. W.: Practical Cone-Beam Algorithm, Optical Society of America, 1984; 1-6: 612-619.
- [9] Alexander Katsevich, Analysis of an exact inversion algorithm for spiral cone-beam CT, Phys. Med. Biol. 2002; 47: 2583-2597.
- [10] 内田勝、山下一也、稲津 博、放射線技術者のための画像工学、通商産業研究社
- [11] Physics reference data at the National Institute of Standards and Technology (NIST), Physics Laboratory, Note on NIST X-ray attenuation databases.  
<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab3.html>
- [12] 井上浩、サブセコンド X線 CT 装置 Subrina の開発、島津評論 Vol. 57, No. 3-4, pp. 225-233, 2000.
- [13] 綱島均、別府嗣信、山田鮎太、新井嘉則、歯科用小型 X 線 CT における 3 次元画像構築法、Medical Imaging Technology Vol.21, No.2, 2003.
- [14] 日立製作所、エネルギー環境システム研究所ホームページ  
<http://www.pi.hitachi.co.jp/rd-jpn/field/industrialsys/xct/index.html>
- [15] 日立産業用 X線 CT 装置の研究開発、日立産機システムニュース、2002.
- [16] 足立 晋、透視・撮影兼用型フラットパネル X線センサーの開発、島津評論、Vol.57, No.3-4, pp.179-184, 2000.
- [17] A. C. Kak and Malcolm Slaney, Principles of Computerized Tomographic Imaging, IEEE Press, 1988.
- [18] F. Natterer, Numerical methods in tomography, Acta Numerica, 1999; pp1-35.
- [19] Schweizer S, Hattendorf B, Schneider P et al, Preparation and characterization of

- calibration standards for bone density determination by micro-computed tomography. Analyst, 2007; 132:1040-1045
- [20] 滝 克彦、ボリュームレンダリングを主体とする研究開発と技術動向、画像応用技術専門委員会研究会報告、精密工学会、Vol. 17, No. 4, pp. 13-14, 2003
- [21] 滝 克彦、「ものづくり」ツールの構築と「研究」の基盤ツールへの展開 6, ものづくり情報技術総合化研究プログラム (社)精密工学会, pp. 245-251, 2005.
- [22] 鈴木宏正、3次元スキニングデータからのメッシュ生成法、精密工学会誌、Vol. 70, No. 10, pp.1229-1232, 2005.
- [23] 鈴木宏正、メッシュモデリングの基礎、An Introduction to Mesh Modeling 特集 3D デジタルコンテンツのためのモデリング技術、情報処理、Vol. 41, No. 10, pp.1102-1107, 2000.
- [24] 金子奨、青木義満、滝克彦、産業用X線CTの輪郭制度追及のための取り組み、(社)精密工学会 現物融合型エンジニアリング専門委員会第15回例会、2007
- [25] M. W. Vannier, H. Cline, A High resolution on 3D Surface Construction Algorithm, Compt. Graph., Col.21, No.4, pp163-169, 1987.
- [26] 鈴木宏正、3次元計測とデジタルエンジニアリングの融合、精密工学会誌、Vol. 70, No. 10, pp.1205-1208, 2005.
- [27] 鈴木宏正、産業用X線CTを用いた形状モデリング、設計工学会誌、Vol. 41, No. 2, pp 57-62, 2006.
- [28] 鈴木宏正、機械工学年鑑、15.4 デジタルエンジニアリングの動向、日本機械学会誌、Vol. 109, No. 1053, pp.667-668, 2006.
- [29] 新・現物データ化主義、日経ものづくり Vol. 5, pp. 95-103, 2004.
- [30] 青野 宏、三和田靖彦、岡田貴弘、石井博行、シミュレーション、Vol. 23, No. 4, pp. 279-285, 2004.
- [31] Heinzl C, Kasrner J, Groller E. Surface extraction from multi-material components for metrology using dual energy CT. IEEE Transactions on visualization and computer graphics 2007; 13(6): 1520-1527
- [32] 島津製作所ホームページ、<http://www.shimadzu.co.jp/hmd/>
- [33] 滝 克彦、ボリュームデータ処理をサポートするソフトウェア技術の実際 理研シンポジウム ものづくり情報技術総合化研究(第5回)VCADシステム研究
- [34] Fujita S, Shimoyama H, Theory of cathode trajectory characterization by canonical



- mapping transformation, J Electron Microscopy 2005; 54(4): 331-343.
- [35] Fujita S, Shimoyama H, A new evaluation method of electron optical performance of high beam current probe forming systems, J Electron Microscopy 2005; 54(5): 413-427.
- [36] Shin Fujita and Hiroshi Shimoyama, Gun lens theory for nonparaxial trajectories by canonical mapping transformation: Characterization of general skewed rays inside electron guns by electron gun focal length, J. Vac. Sci. Technol. B, 1005; 2006; 24(4): 1891-1901.
- [37] Z. Fan, F. Qiu, A. Kaufman, S. Yoakum-Stover, GPU Cluster for High Performance Computing, ACM / IEEE Supercomputing Conference 2004, November 06-12, Pittsburgh, PA

### 第3章 マイクロフォーカスX線 CT を用いた歯列石膏模型の3次元形状計測

#### 3.1 緒言

産業用 X 線 CT 装置の普及に伴い、単に非破壊で断層画像を観察するという当初の目的から、得られた 3 次元データをどのように有効活用するか、ということに関心が移り始めている。医療用 CT では、被験者の CT 画像から骨の 3 次元モデルを構築し、光造形により実物モデルを製作したり、手術のシミュレーションに利用するなどの活用がなされている[1-3]。さらに医療用 CT を用いて歯科用模型計測を行う試みも報告されている[4]。

本章では歯科領域へのマイクロフォーカス X 線 CT の応用として、歯列石膏模型の 3 次元形状計測をおこなった事例について報告する。咬合の計測を想定して、上下顎アーチ全体を計測対象とした。形状計測の精度検証を検証するため、標準ゲージを作成し、3 次元接触式計測手法との比較や、光学式手法との比較を行った。次に上下顎模型間の歯列距離分布計測の新しい手法を考案した。歯列の 3 次元形状モデルに、模型間の距離分布を重ねて表示できることを示した。

#### 3.2 試験方法および解析方法

##### 3.2.1 撮影条件

使用したマイクロフォーカス X 線 CT 装置 SMX-225CT の主な仕様は、最大管電圧 225kV、最大管電流 1mA、最小焦点サイズ  $4\mu\text{m}$  である。検出器には 9 インチイメージ管（図 2.14 参照）を採用している。回転テーブル上に固定されたサンプル(石膏模型)に X 線を照射し、イメージ管で透過 X 線画像を光学画像に変換する。この画像を 100 万画素 CCD カメラで撮影し、2 次元画像信号(透視画像)に変換する。回転テーブルを回転させながら複数の方向から透視画像を収集し、CT 再構成ソフトウェアによって断層(スライス)画像を計算する。ここでは回転テーブルに垂直方向（Z 方向）に積層された複数の断層画像を一度に再構成するコーン CT により 3 次元断層画像を得た。

X 線管電圧は、材料に応じて最適な値を設定する必要がある。管電圧が低いと模型の肉厚の厚い部分を X 線が透過しないため、特定の方向に偽像（アーチファクト）が出やすい。また管電圧が高すぎると信号のコントラストが低下する（2.10 節参照）。撮影条件は管電圧：170kV、管電流：0.09mA、透視画像の枚数：1200 枚（すなわち

360° 回転させる間に、0.3° おきにデータを収集)、露出時間：800 秒、再構成マトリックス（画素数）512 x 512 画素：視野：73mm、1 画素の大きさ：0.143mm とした。検出器の前に厚み 0.5mm の銅板を挿入し、軟 X 線を遮断して撮影を行った。

### 3.2.2 上下顎歯列モデルの重ね合わせ

3次元の形状を表現するコンピュータモデルとしては、STL (Stereo lithography)と呼ばれるバイナリーフォーマットのデータがCADやCAEの分野で広く用いられている(2.11 節参照)。STL はポリゴンと呼ばれる3角形メッシュの集合体であり、3次元の形状を表現できる。例えば CAD で設計した形状から3次元形状の実物作成を短時間で行うことのできるラピッドプロトタイピングでは、この STL フォーマットが利用されている。

CT 画像は、回転テーブルの回転軸に素直な方向のXY平面のスライス画像が積層した状態で得られる。各スライスには16ビット TIFF (Tagged image file format)である。これを Mimics software (Materialise, Belgium)を用いて STL に変換した。閾値にはモデルの内部と外部(空気の領域)のCT値の平均値を採用した(第2章参照)。Mimics software では3次元的に連続している領域と離れている領域を区別する機能 Region growing tool がある。この機能を用いて、ノイズや関心領域以外のデータは削除した。2つのコンピュータモデルの照合には Point master software (KNOTENPUNKT GmbH, Germany)を使用した。この照合には2つの位置合わせの手法がある。コースアライメントでは4つの特徴点を指定して各々の距離の絶対値が最小になるようにモデルの位置合わせを行う。ファインアライメントでは複数のポイントを指定し、それらの距離の絶対値の合計が最小になるようにモデルの位置合わせを行う。最初にコースアライメントを行ってからファインアライメントを行うと位置合わせに要する時間を短縮できる。ファインアライメントにおいては、2つのモデル間における指定した各ポイント(今回は約100ポイント)の距離が出力できるので、その標準偏差を求めることができる。2つのモデルの一致度が高いと標準偏差が小さくなる。CTの繰り返し計測精度を評価する際にこの機能を利用した。

### 3.2.3 精度検証 (XY 平面)

エンジニアリングプラスチックとして広く利用されているジュラン (Acetal Co-Polymer, Polyplastics Inc. Japan)を、2種類の形状に加工して精度検証に用いた。ゲ

ゲージA (図 3.1(a1,a2)) は直径 60 mm の円板に直径 6mm の穴を 8 mm 間隔で開けたものである。中央部 5 個の穴の中心間の距離 (8, 16, 24, 32 mm) を計測対象とした。ゲージBは、3つの異なる直方体 (図 3.1(b1,b2), 4 x 8 mm, 12 x 16 mm, 20 x 24 mm 、高さは各々8 mm) を板上に配置したものを利用した。ゲージAのピッチやゲージBの幅は、あらかじめ接触式装置 CMM (Coordinate measurement machine, 図 3.2、計測精度 1.3  $\mu$  m、Crysta-Apex C9107, Mitsutoyo, Japan) で計測した。

これらのゲージを CT の回転テーブル上に水平におき、2次元断面を撮影した。ゲージAの断面では、SMX-225CT の画像処理機能を用いて、穴の形状を円で近似しその中心座標を求め、次に指定された円の中心間の距離を求めた。ゲージ2の断面では、ラインプロファイルから直方体の幅を求めた。これらの結果と接触式装置 CMM の測定結果を比較した。

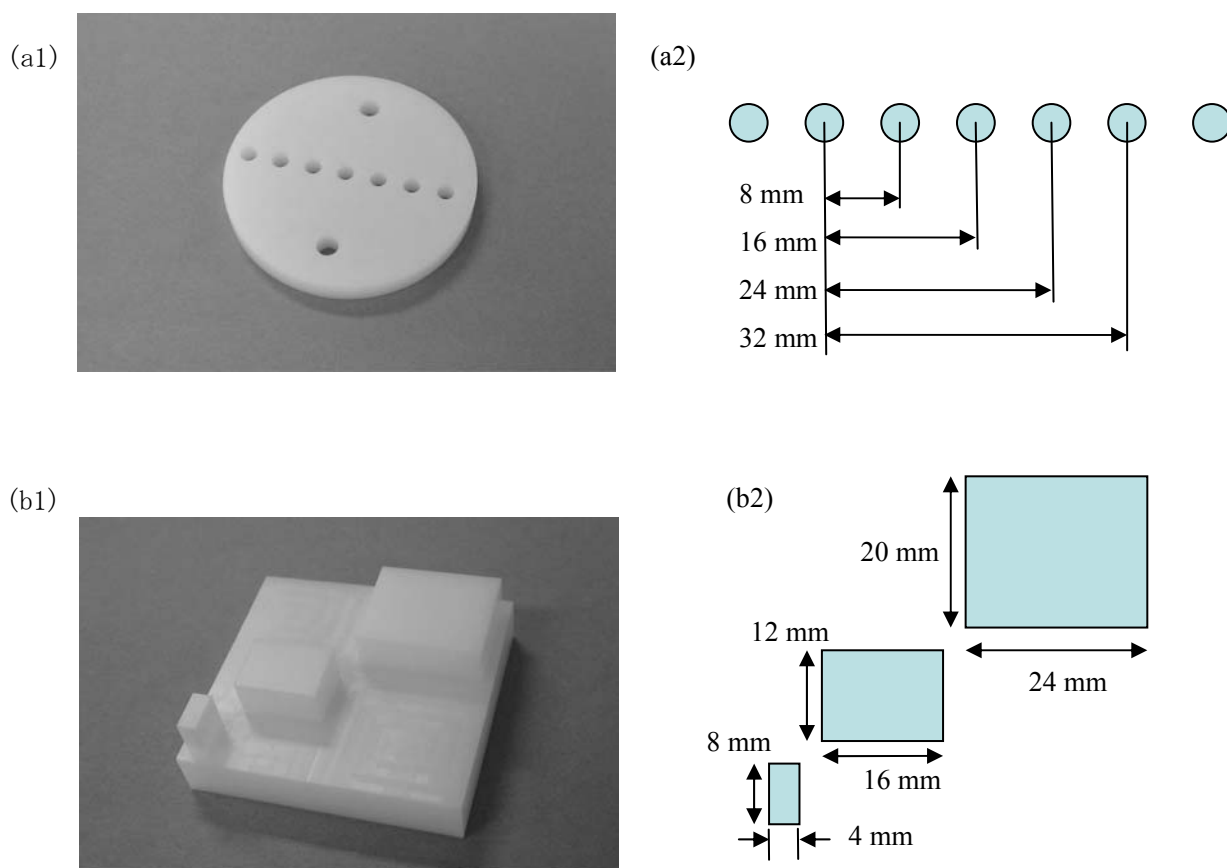


Fig. 3.1 Gage A, B

(a1) Gage A, (a2) Drawing and dimensions of gage A

(b1) Gage B, (b2) Drawing and dimensions of gage B



Fig. 3.2 Coordinate measurement machine (Mitsutoyo).

#### 3.2.4 精度検証（Z方向）

3.2.3 項では XY 平面内の精度の評価を行ったが、3.2.4 項では Z 方向の精度を検証した。測定対象の石膏模型を CT ステージ上に固定し、ステージを Z 方向に移動させ、その移動前後のモデルの比較（距離計測）を行った。比較する対象は同一模型であり、移動距離はステージの移動距離で決まるので、測定されるモデル間距離の平均値はステージの移動距離と一致するはずである。ここでは石膏模型には、教育用模型 Dental study model (Nissin Dental Products Inc., Japan)のレプリカを硬石膏 (San-Esu Gypsum Co. Ltd.)で製作し使用した（図 3.3）。3.2.3 項のように標準ゲージの機械加工された面を利用し、円や平面に近似することによって代表点を求めて計測するのではなく、実際の模型の 3 次元曲面で評価を行う点が異なる。Z ステージ（Kohzu-Seiki）の精度は  $5\mu\text{m}$  であり計測精度を評価するのに十分である。標準教育用模型を CT テーブル上に固定し、撮像を行った後、ステージを Z 方向に移動、再度同じ模型を撮影した。得られた 2 つのモデルから、水平方向の咬合面を持つ第 1 第 2 小臼歯、第 1 第 2 大臼歯の部分のみを抽出し、移動前後の 2 つのモデルの比較を行った。移動距離は  $30\mu\text{m}$  刻みで、 $-0.06$ ,  $-0.03$ ,  $0.03$ ,  $0.06$ , および  $0.09\text{ mm}$  とした。

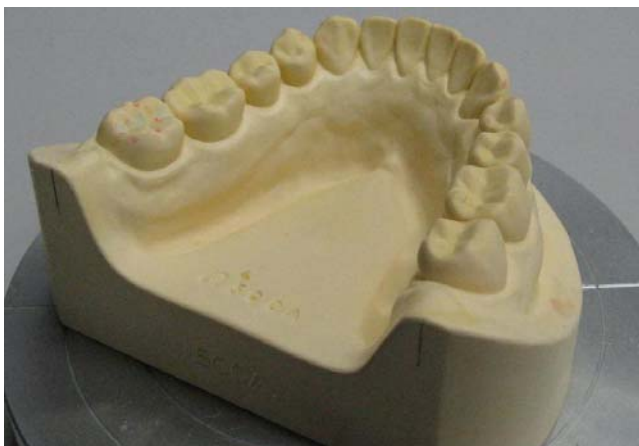


Fig. 3.3 Lower dental cast on a CT table

### 3.2.5 繰り返し計測精度

同一の石膏模型を同じ条件で連続して撮影し、得られた2つのCTデータをモデリングして重ね合わせを行った。距離分布のヒストグラムを求めた。この半値幅を求めることで、CTによる撮影およびモデリングの繰り返し精度を検証した。

### 3.2.6 光学式計測手法との比較

石膏模型の形状計測で利用が広まっている光学式手法との比較を行った。同じ石膏模型に対して光学式で計測して得られたモデルとCTで計測して得られた2つのモデルを照合した。ここで非接触計測手法として光切断方式を用いた。光切断方式は、三角測量の原理を利用している(図3.4)。対象物にレーザー光をポイントAに照射すると、センサー面上の位置A'に結像する。この位置は、レーザー光の照射方向と検出器の観測方向との角度の差 $\theta$ 、レンズの焦点距離および対象物との距離Dで決まる。あらかじめポイントBまでの距離と結像位置B'が既知であれば、対象物までの距離をレーザー光の結像位置から求めることができる。

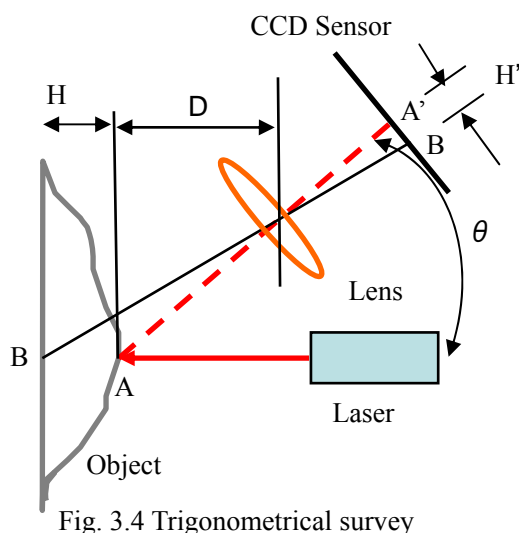


Fig. 3.4 Trigonometrical survey

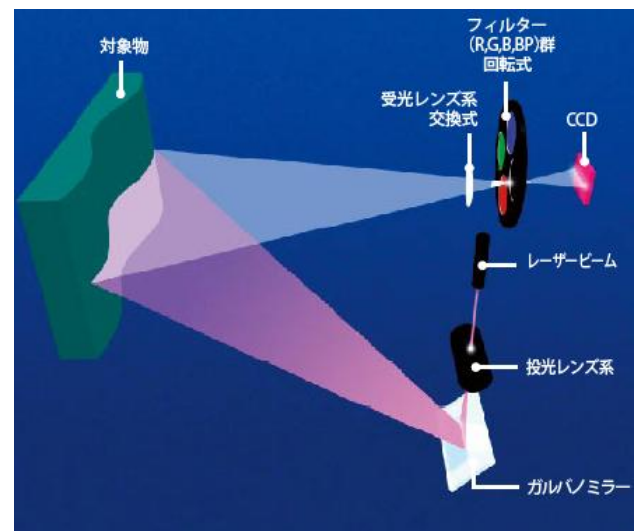


Fig. 3.5 Optical slit projection block diagram (Konica Minolta Sensing, Inc).

3次元物体の曲面形状を計測するには、対象物上でレーザー光をスキャンする必要がある。より高速でスキャンできる手法が光切断方式である(図3.5)。スリット状のレーザー光をガルバノミラーでスキャンし、物体からの反射光をCCDで受光する。被写体との距離情報を得て3次元の表面の複数のポイントの集合(点群)が得られる。光学式計測装置にはVIVID 9i, (Konica Minolta Sensing, Inc. Japan)を使用した。VIVID 9i

の外観を図 3.6 に示す。測定対象としては、教育用模型 Dental study model (Nissin Dental Products Inc., Japan)のレプリカを硬石膏 (San-Esu Gypsum Co. Ltd.)で製作し使用した (図 3.7)。



Fig. 3.6 Optical scanner, VIVID 9i



Fig. 3.7 Maxilla dental cast

VIVID 9i の分解能は  $\pm 0.050 \text{ mm}$  で、対象とする CT の精度とほぼ同等である。ポイント間のピッチは X Y 平面内では  $0.174 \text{ mm}$  で、測定範囲は X 方向に  $111 \text{ mm}$ 、Y 方向に  $83 \text{ mm}$ 、Z 方向に  $40 \text{ mm}$  である (この場合の Z は光の進行方向)。光学レンズと被写体までの距離は約  $600 \text{ mm}$ 。モデルは STL フォーマットで出力した。CT で作られたモデルは  $120,000$  のシェル (ポリゴンメッシュの数) を含んでいる。光学式のモデルは約  $137,000$  シェルでほぼ同等であった。

### 3.2.7 上下顎歯列模型の距離分布計測

上下顎模型の隙間の距離分布を計測した。上下顎模型の間にバイトを装着した状態を図 3.8 に示す。バイトには厚み  $1 \text{ mm}$  のパラフィンワックスを使用した。下顎模型の上にパラフィンワックスと上顎模型を重ねて置き、手で荷重を加えた。2つの異なるケース (A,B) を想定してパラフィンワックスを採得した。ケース A (Loose contact) では荷重を  $1 \text{ kgf}$  程度とし、上下顎模型が接触していない状態、すなわち模型の間に隙間がある状態でワックスを採得した。ケース B (Tight contact) では過重を  $5 \text{ kgf}$  程度とし、上下顎模型が接触した状態で採得した (図 3.9 参照)。

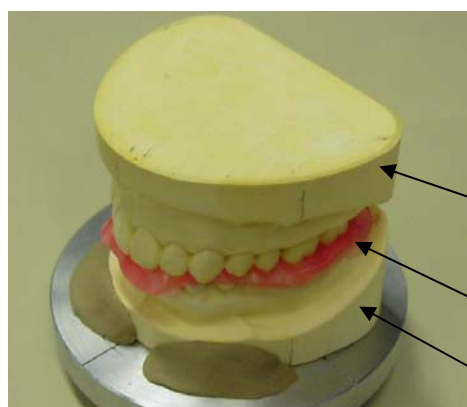


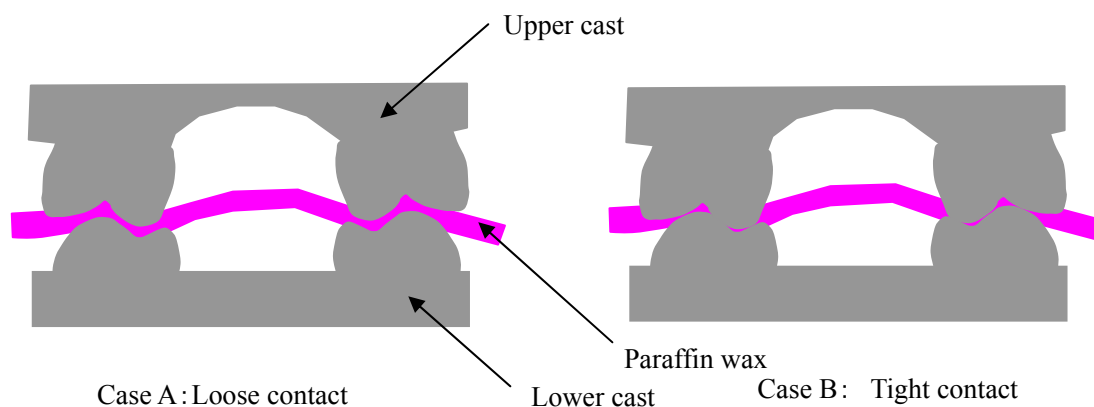
Fig. 3.8

Set of upper and lower cast with wax bite

Upper cast

Paraffin wax

Lower cast



Case A: Loose contact

Lower cast

Case B: Tight contact

Fig. 3.9 Two cases of paraffin wax

ケース A では、CT 画像から模型のモデルを作成する際、上下のモデルの分離が可能であるが、ケース B では上下の模型が接触している箇所につながった状態となってモデルの分離ができない。この問題を解決するために、マーカーを用いる方法を考案した。アルミ製のブロック 6 個（10 x 10 x 6 mm）をマーカーとして使用した。上顎の側面にユーティリティーワックス（GC Corporation, Japan）を用いて等間隔で固定した（図 3.10 の上顎模型を参照）。ワックスは石膏模型よりも密度が低いため、X線の透過性が良く、モデリング時にマーカーを模型部分と分離することが容易になる。以下に作業手順を示す（図 3.10）。

① 下顎模型を CT の回転テーブルに両面テープで固定する。この状態で下顎のみスキャンしモデリングする。

② バイトを載せその上に上顎模型を載せる。全体を撮影する。（上顎にはアルミマーカーが装着されている。）

③ 最後に下顎をテーブルよりはずし、上顎模型をアルミマーカーがついた状態でスキャンする。

以下にモデリングの手順を記述する。



④ ②のデータからマーカーのみ抽出する。

⑤ ③ の上顎のデータを読み込む。このデータに対して④のマーカーを基準にしてアライメントを行う。

⑥ ①の下顎のデータを読み込む。

上顎と下顎の位置関係は、バイトを挟んだ状態と一致するため、距離の計測を行うことができる。①における撮影時と②における撮影では下顎模型は移動させていない、すなわち座標系が変わっていないため、アライメントは不要である。これに対して②と③においては上顎の模型の位置は移動しておりアライメントが必要になる。以上の理由からマーカーを上顎にのみに装着した。

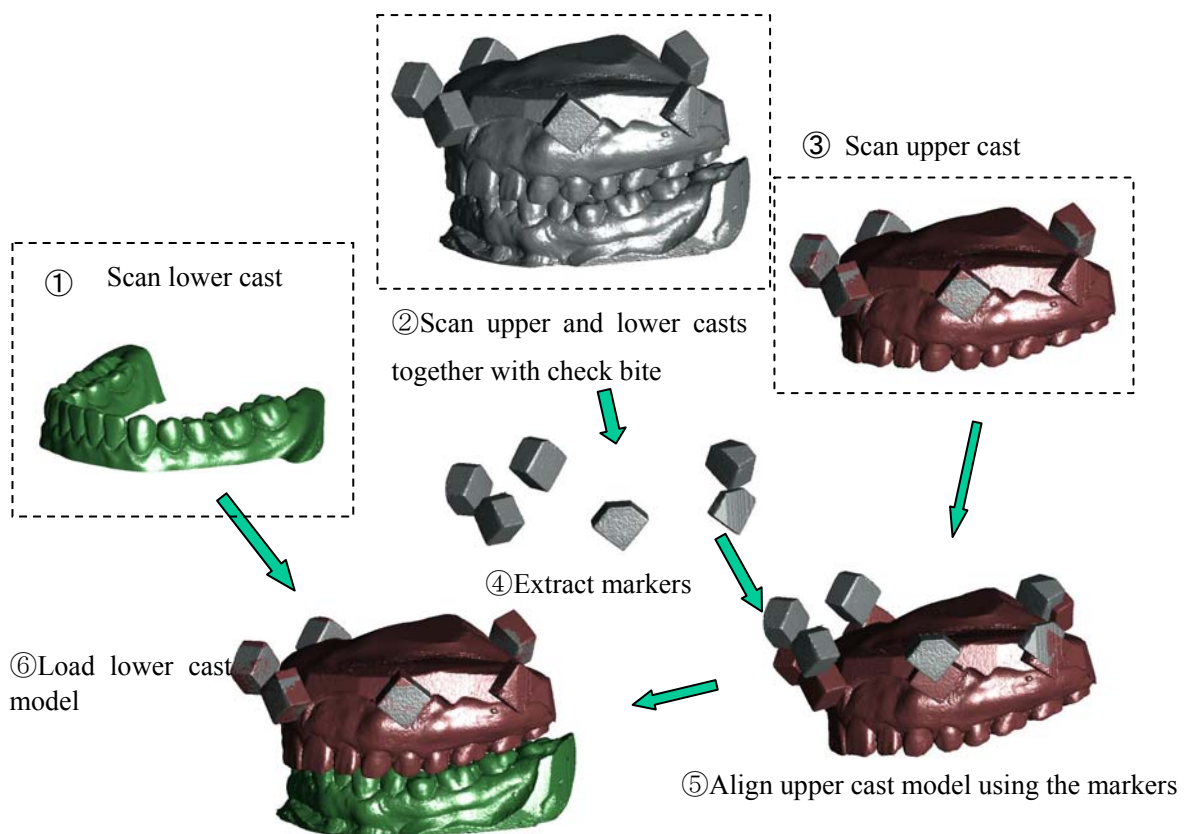


Fig. 3.10 Alignment procedure

ケース A では、上下模型とバイトをセットで撮影し、モデルを作成後 Point master software を用いて上下のモデルの間の距離を測定した。ケース B では図 3.9 に示した手順で上下のモデルを別々に作成した後にアライメントで位置関係を合わせて、同様に Point master software を用いて上下のモデルの間の距離を測定した。上下のモデル各々に距離分布に応じて色をつけて表示した。

### 3.3 結果および考察

#### 3.3.1 精度検証 (XY 平面)

図 3.11 にゲージの断層画像の例を示す。図 3.12 には、円の中心を通る直線上（図 3.11 の黄色の直線）の輝度プロファイルを示す。円の中心は、SMX-225CT の付属画像処理ソフト、X-ray Image viewer の機能を利用し、円の輪郭を自動抽出し（図 3.11 に赤の円で図示）、その座標中心を求めた。この処理においては、円の輪郭を決定するに当たり、閾値を決定する必要がある。図 3.12 に示された円の輪郭に対応するエッジでは、画像の輝度レベルがある勾配をもって変化しているため、閾値によっては抽出される円の直径が変化する（図 3.12 に矢印で閾値を図示）。閾値が高いと直径は大きくなり、低いと小さくなる。これに対して中心の位置は閾値の影響を受けない。

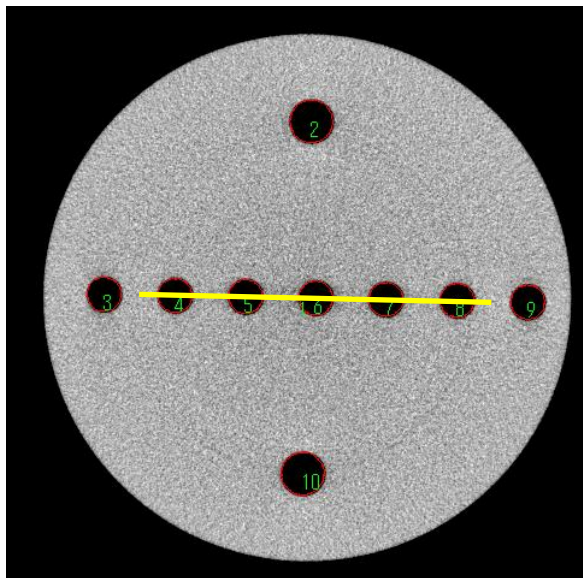


Fig. 3.11 Cross section of gage A

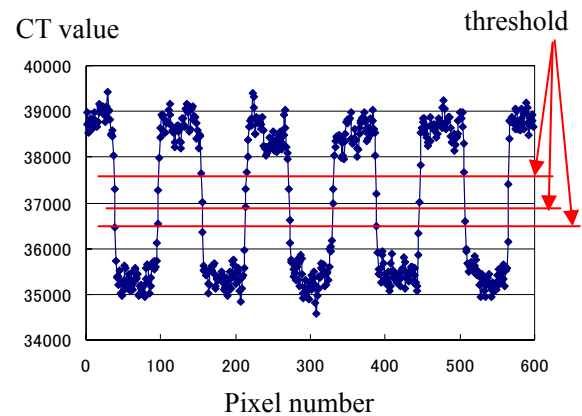


Fig. 3.12 Line profile of gage A

図 3.13 にゲージ B の断層画像の例を示す。図 3.14 には、図に示された直線（ゲージ幅 12 mm、赤で表示）上の輝度プロファイルを示す。得られたラインプロファイルに対して、閾値を設定し、閾値を横切るピクセル位置から幅を求めた。対応するエッジでは、画像の輝度レベルがある勾配をもって変化しているため、閾値によって得られる幅は変化する。閾値が高いと幅は小さくなり、低いと大きくなる。ここで閾値は、物体の CT 値と空気の領域の CT 値の平均を使用した。

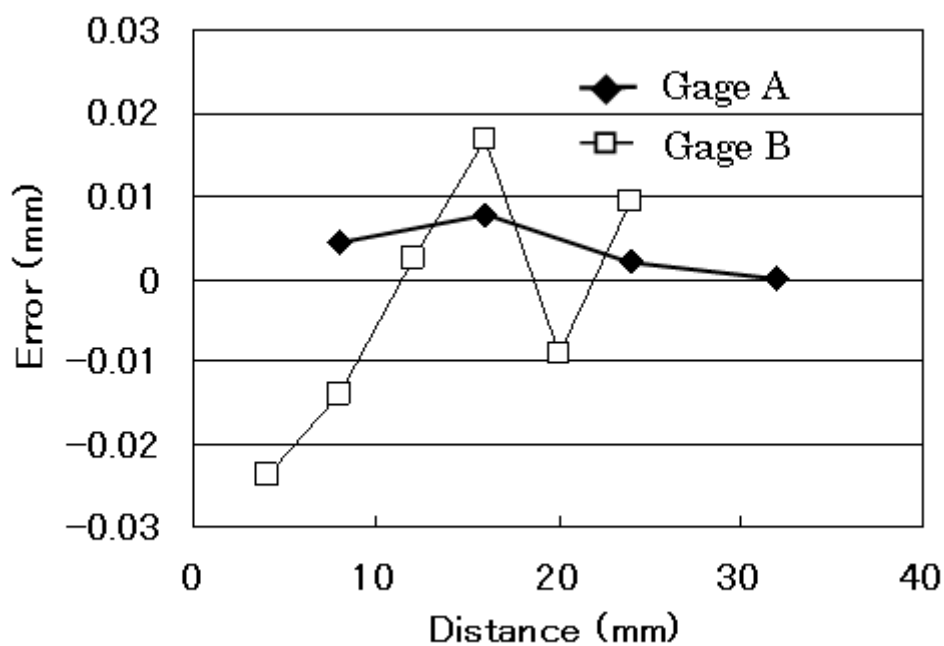
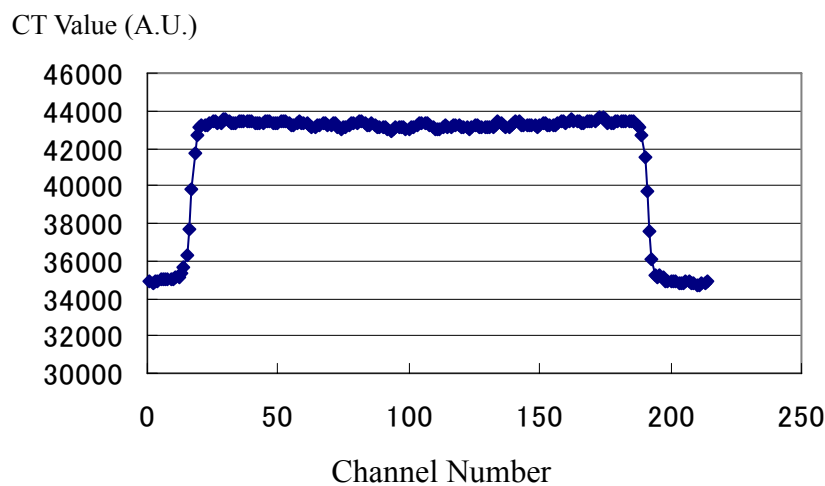
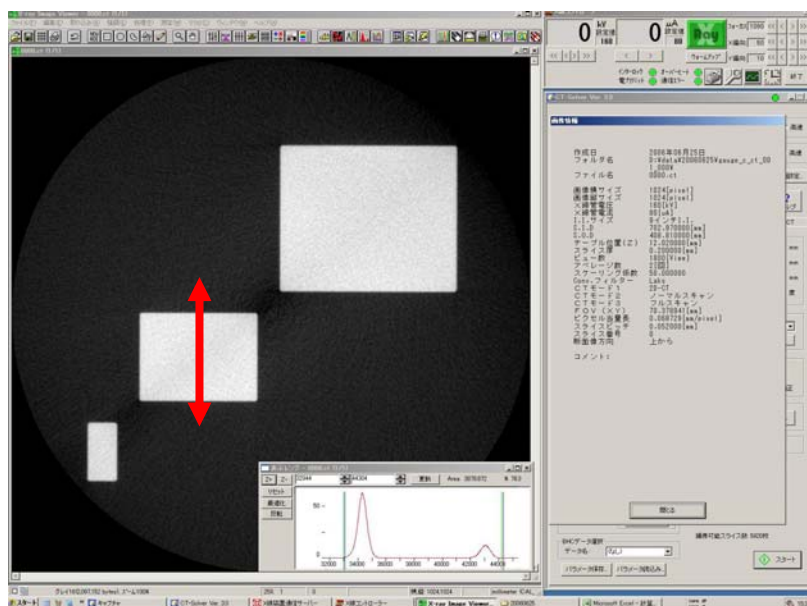
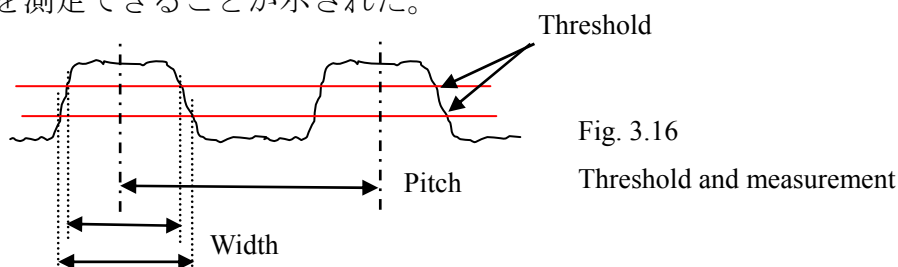


図 3.15 に CT と CMM の計測結果の比較を示す。ゲージ A の穴のピッチの誤差は  $\pm 0.01$  mm 以内であった。またゲージ B の各幅、(4, 8, 12, 16, 20, 24 mm) の誤差は  $\pm 0.03$  mm 以内であった。ピッチは閾値の影響を受けないが、幅は閾値の影響を受ける（図 3.16 参照）。閾値の影響を含めたモデリング精度は  $\pm 0.03$  mm であり、CT の 1 画素 0.143 mm の約 5 分の 1 であった。CT 画像のモデリングでは、1 画素の大きさを下回る精度で寸法を測定できることが示された。



### 3.3.2 精度検証 (Z 方向)

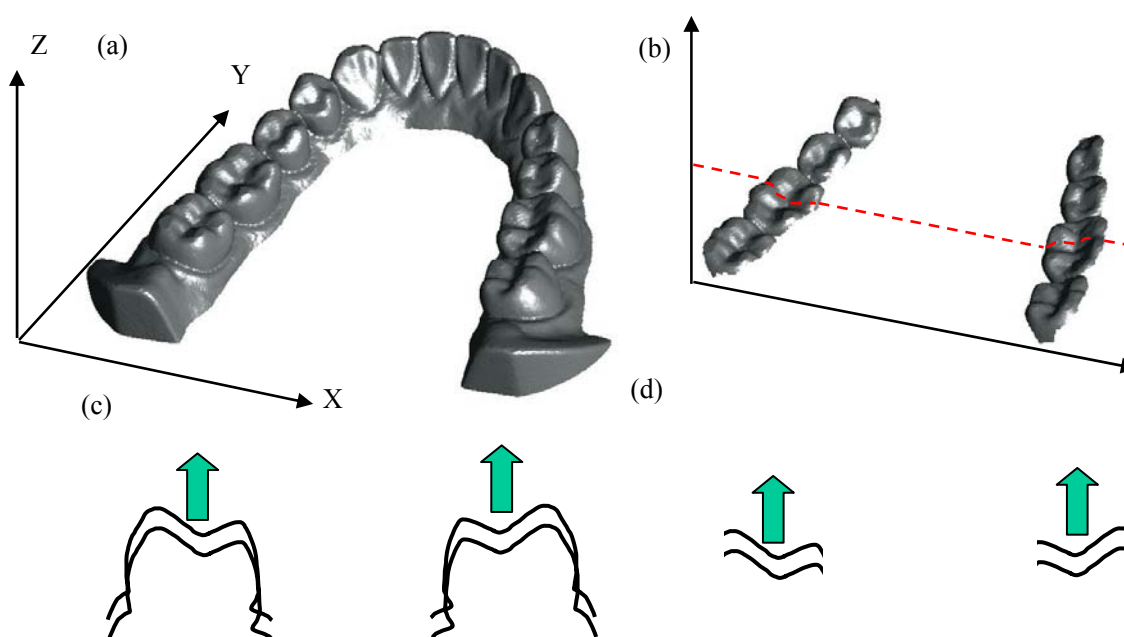


Fig. 3.17

Accuracy evaluation of the micro-focus CT

(a) Computer model of the lower dental cast. (b) Extracted areas of the 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> bicuspid teeth and the 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> molar teeth which were measured. (c) Cross section of the dental cast. (d) Extracted cross section.

図 3.3 の下顎の模型をスキャンして得られた 3 次元モデルを図 3.17 (a)に示す。測定対象を Z 方向にほぼ垂直な (X Y 平面に平行な) 面とするため、図 3.17 (b)に示すように臼歯の咬合面を抽出した。図 3.17 (c)に臼歯部の XZ 断面を示す。抽出された咬合

面の断面を図 3.17 (d)に示す。移動前後の 2 つのモデルの間の距離を Point master software を用いて計測した。距離を Z 方向に 0.06 mm 移動前後の 3 次元モデル間の距離の分布のヒストグラムを図 3.18 に示す。半値幅は 0.03 mm 、ピークの位置は 0.045 mm であった。

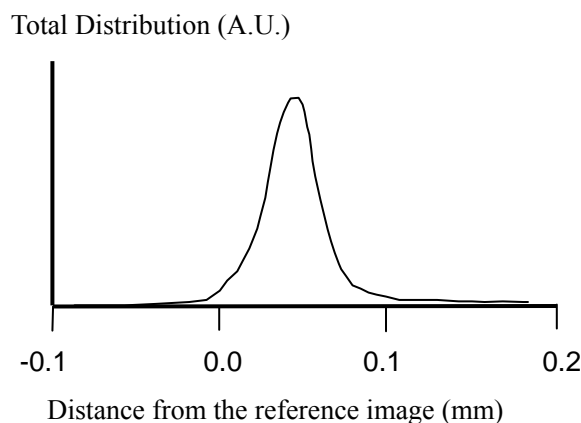


Fig. 3.18 Distance distribution between two computer models scanned before and after 0.06 mm vertical displacement on the CT turntable. Distribution profile peak was at 0.045 mm.

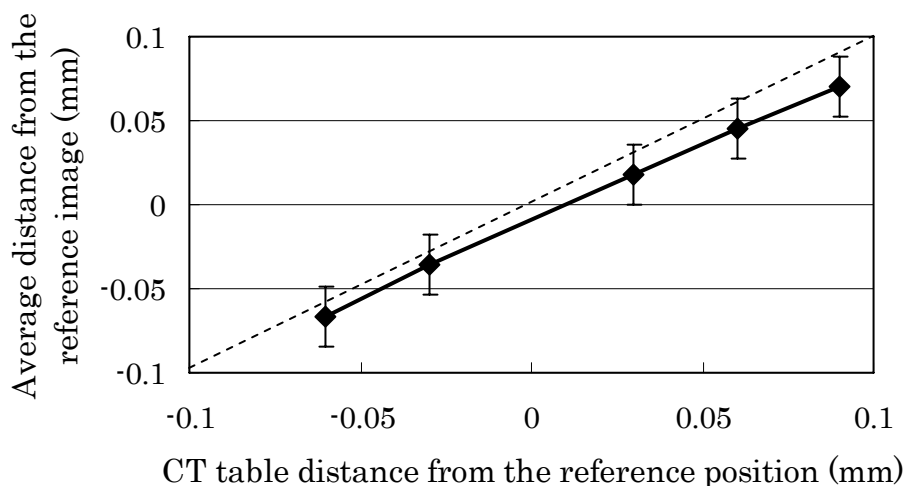


Fig. 3.19

Relationship between vertical displacement (-0.06, -0.03, 0.03, 0.06, and 0.09 mm) and the peak position of the average distance between two computer models. Width of the error bar was determined from the total distance distribution profile.

図 3.19 に異なる複数の Z 方向の距離に対するヒストグラムの頂点の位置、すなわち 2 つのモデル間の平均距離を示す。ステージの移動量とモデルの平均距離との間には直線的関係が得られた。しかしながら、その絶対値は 0.010 から 0.015 mm 実際の模型の移動距離(ステージの移動距離)よりも小さくなった。この原因について考察する。

図 3.17 (d)の一部を拡大し Point master software による距離計測を図 3.20 で説明する。本計測機能では一方のモデルの 1 つのポリゴンの頂点に対して、他方のモデルのポリゴンの頂点のうち、あらかじめ決めた角度範囲 (今回の場合は  $15^{\circ}$ ) の範囲に入るも

のを選択し、その距離の中で最短のものを求めている。移動前後の各々のモデルの表面形状には、画像に含まれるノイズの影響で、ポリゴンの頂点の分布が広がりを持っている。対向するモデルのポリゴン頂点の間で最短距離を計測する際、ノイズの幅の分だけ距離が低めに出ると考えられる。

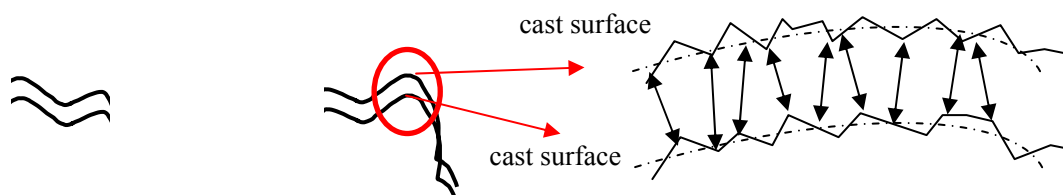


Fig. 3.20 Measuring distance between 2 models

臨床上注目しているのは上下顎モデルの間の距離の分布である。実際には、上下の模型はどこかで、接触しているので、距離分布のうち参照のエリアが距離0であれば、他のエリアとの距離の相対値を議論すればよく、0.010 から 0.015 mm 距離が少なめに出たという事実は、実用上問題にならないと考える。また実際の口腔内で議論する各歯との距離や調整の大きさは一般にはこの値に比べて十分大きい。また、図 3.18 の勾配が1よりもやや低くなっている理由については、抽出した咬合面がZ方向に対して勾配を持っているため、その角度の影響を受け距離が短く測定されたことが理由と考えられる。

### 3.3.3 繰り返し計測精度

繰り返して同じ上顎石膏模型を計測し得られたモデルを重ね合わせた結果を図 3.21 に示す。距離分散のプロファイルを半値幅は 0.026 mm であった。標準偏差は 0.015 mm 以下であり、これによって繰り返し計測精度は  $\pm 0.015$  mm に入っていると判断できる。

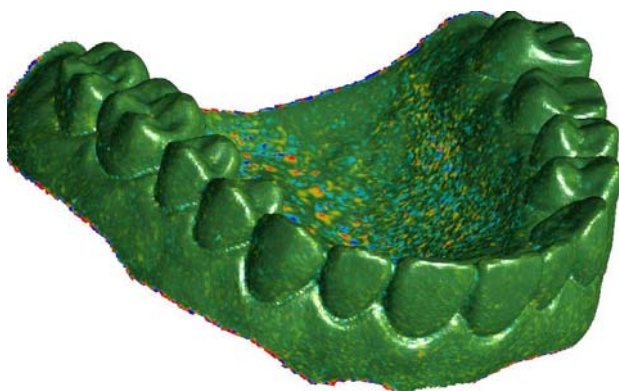


Fig. 3.21 (a)

Accuracy evaluation by repeating measurement:  
CT-CT Superimposition.

Superimposition of two computer models  
measured in series in the same condition by micro  
focus X-ray CT.



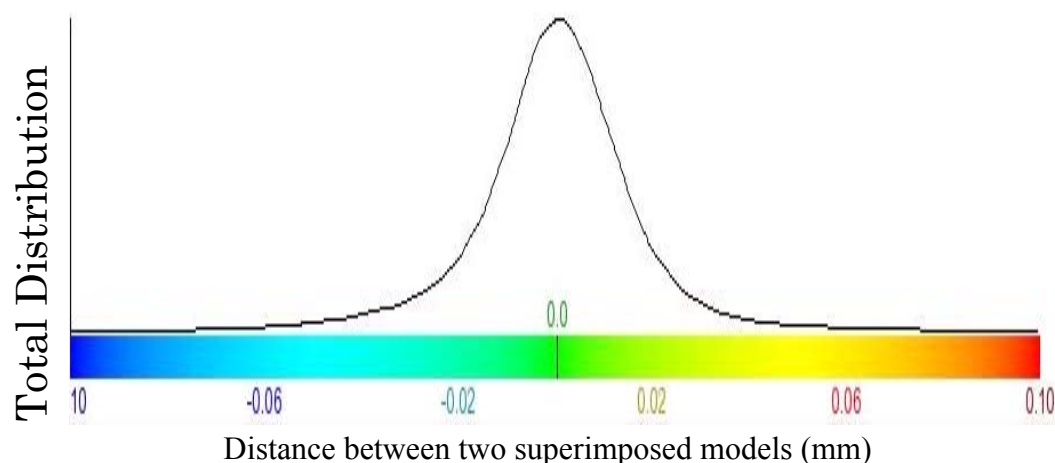


Fig. 3.21 (b) Accuracy evaluation by repeating measurement: CT-CT Superimposition. Color bar and distribution plot depend on the distance.

#### 3.3.4 光学式計測手法との比較

図 3.22 (a)に光学式 3 次元計測装置との比較を示す。カラーマップに従い誤差に応じて色が割り当てられている。赤い領域と青い領域はモデル間の距離が大きい。距離分布の半値幅は 0.096 mm であった (図 3.22 (b))。咬合面上で選択された 100 箇所のポイントの誤差の標準偏差は  $46 \mu\text{m}$  で VIVID の精度  $50 \mu\text{m}$  と同程度であった。マージン部といわれる歯と歯肉の間の隙間では青色になっていることがわかった (図 3.22 (a)の赤の矢印部)。光学式では、マージン部の凹部が光の影の影響で正確に測定できていない為、光学式で得られたモデルの方が C T のモデルに比べてマージン部の溝が浅い。C T がより形状を正確に捉えており、光学式には被写体の形状に依存する特有の誤差が存在することがわかった。

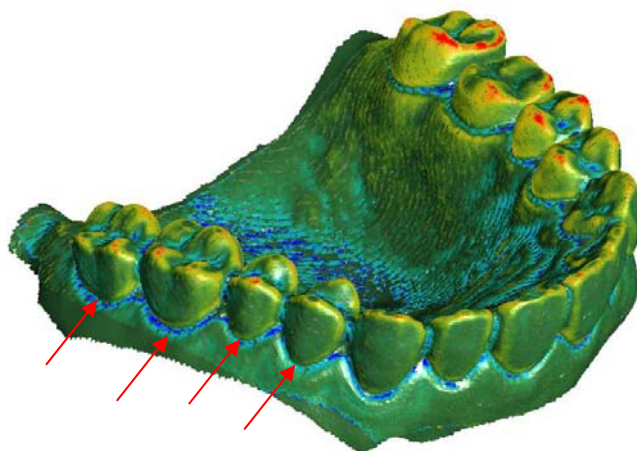


Fig. 3.22 (a)

Comparison of the measuring systems: CT-VIVID Superimposition.

(a) Contour map of 3D CT model in comparison to optical scanner model

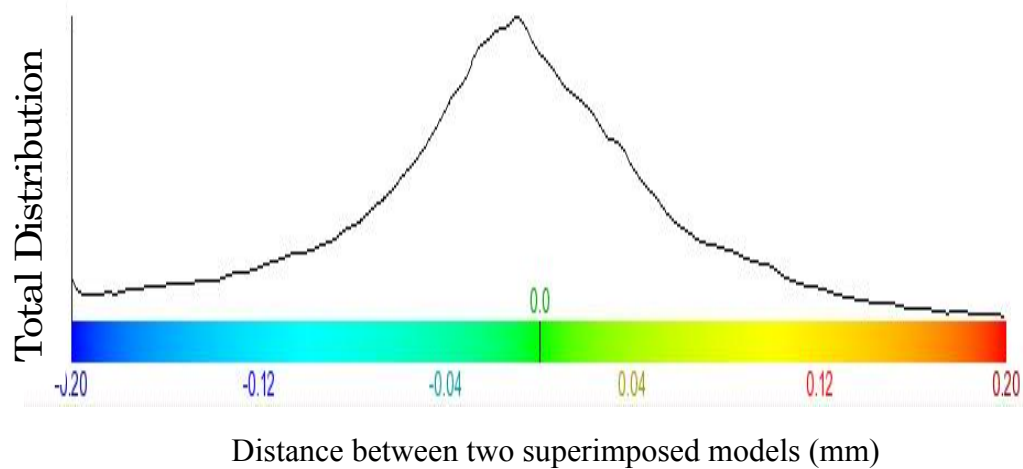


Fig. 3.22 (b) Comparison of the measuring systems: CT-VIVID Superimposition.  
Color bar and distribution plot depend on the distance.

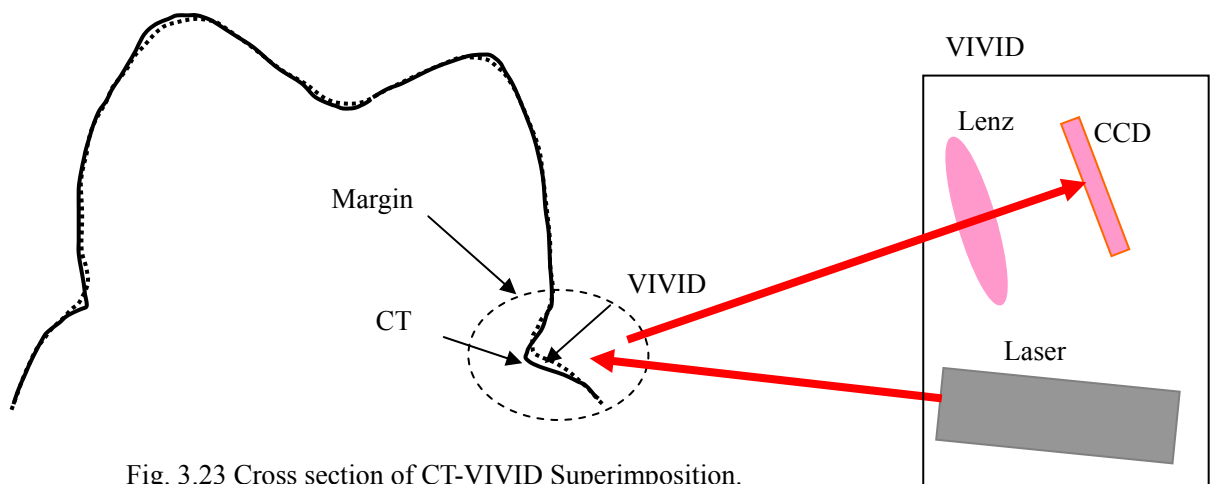


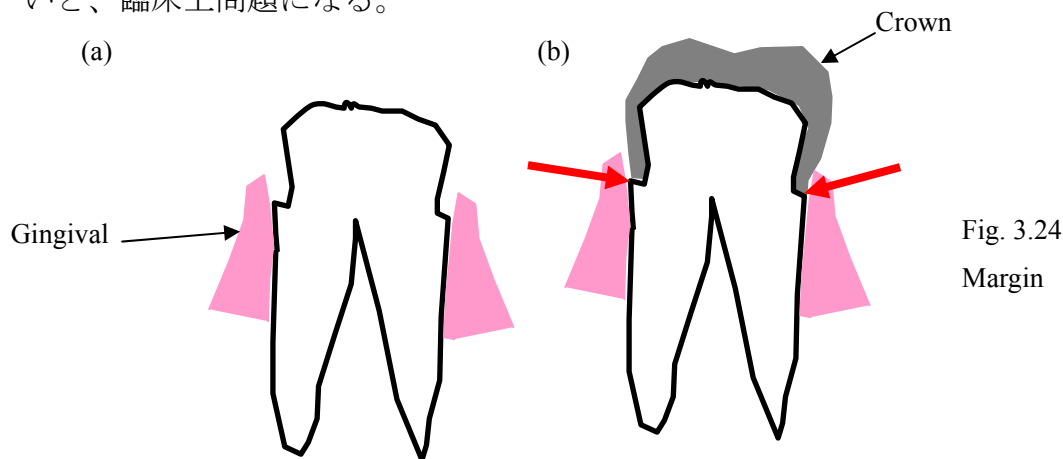
Fig. 3.23 Cross section of CT-VIVID Superimposition.

図 3.23 において、マージン部のモデルの差について説明する。光学式手法では、一方向からの測定ですべての表面を測定できないため、複数の方向から測定して得られたモデルを合成している。今回のデータの作成時、どの方向からレーザーを照射したかを示す記録は残されていないが、仮に図 3.23 のように側面からレーザーを照射するとなると、レーザーの照射方向に平行な面の測定は原理上困難であり、その分誤差が大きくなったのではないかと推定される。これに対して CT では照射方向に依存して測定精度が大きく異なることはない。

ここでマージン部に注目するか理由について、補綴治療において典型的なクラウンを例に説明する。最も問題となるのはクラウンと、歯頸部の隙間（図 3.24 赤の矢印）



である。ここに隙間があると雑菌が繁殖する。印象を採るときには、図 3.24(a)のように歯肉(Gingival)が盛り上がっている場合が多い。この領域の形状を精密に再現できないと、临床上問題になる。



### 3.3.5 上下顎歯列模型の距離分布計測

図 3.25 に上下歯列のモデルに距離分布に応じて色をつけた結果を示す。(a1), (a2)に、Case A ( Loose contact) 、上下の咬合面が接触していない状態での距離分布を計測した事例を示す。Point master では画面上で場所を特定することで距離を数値で読み取れる。Case A における最小の距離は約 0.7 mm であった。接触していない状態では CT 撮影は 1 回で済み、マーカーも不要で簡便あるが、実際の臨床では接触した状態の計測が重要視される。

図 3.25(b1),(b2) に Case B ( Tight contact) 、上下の咬合面が接触している状態での距離分布を示す。赤い領域は接触しているところを示している。下顎の臼歯部の拡大図を図 3.25 (c) に示した(図 b2 の赤い破線の円で囲んだ領域を拡大)。カーソルを当て、代表的な位置の距離を 10  $\mu$  m の分解能で表示した。

使用した石膏模型は教育用であり理想の形状をしているため、接触している箇所は多い。咬頭には舌側 (Lingual) と頬側 (Buccal) に 2 つの山があるが、咀嚼において重要な機能咬頭 (Functional cusp) は、上顎では舌側で、下顎では頬側である (図 3.26(b) 参照)。理想の咬合状態では図のように勘合するため、接触する斜面は合計 3 箇所、各々、上顎の頬側内斜面と下顎の頬側外斜面 (図中 A 点)、上顎の舌側内斜面と下顎の頬側内斜面 (図中 B 点)、上顎の舌側外斜面と下顎の舌側内斜面 (図中 C 点) である。図 3.25 (c)ではこれらに対応して、距離の短い領域が分布していることがわかる。3 点接触と対応する斜面を断面図 3.26(b)に示した。

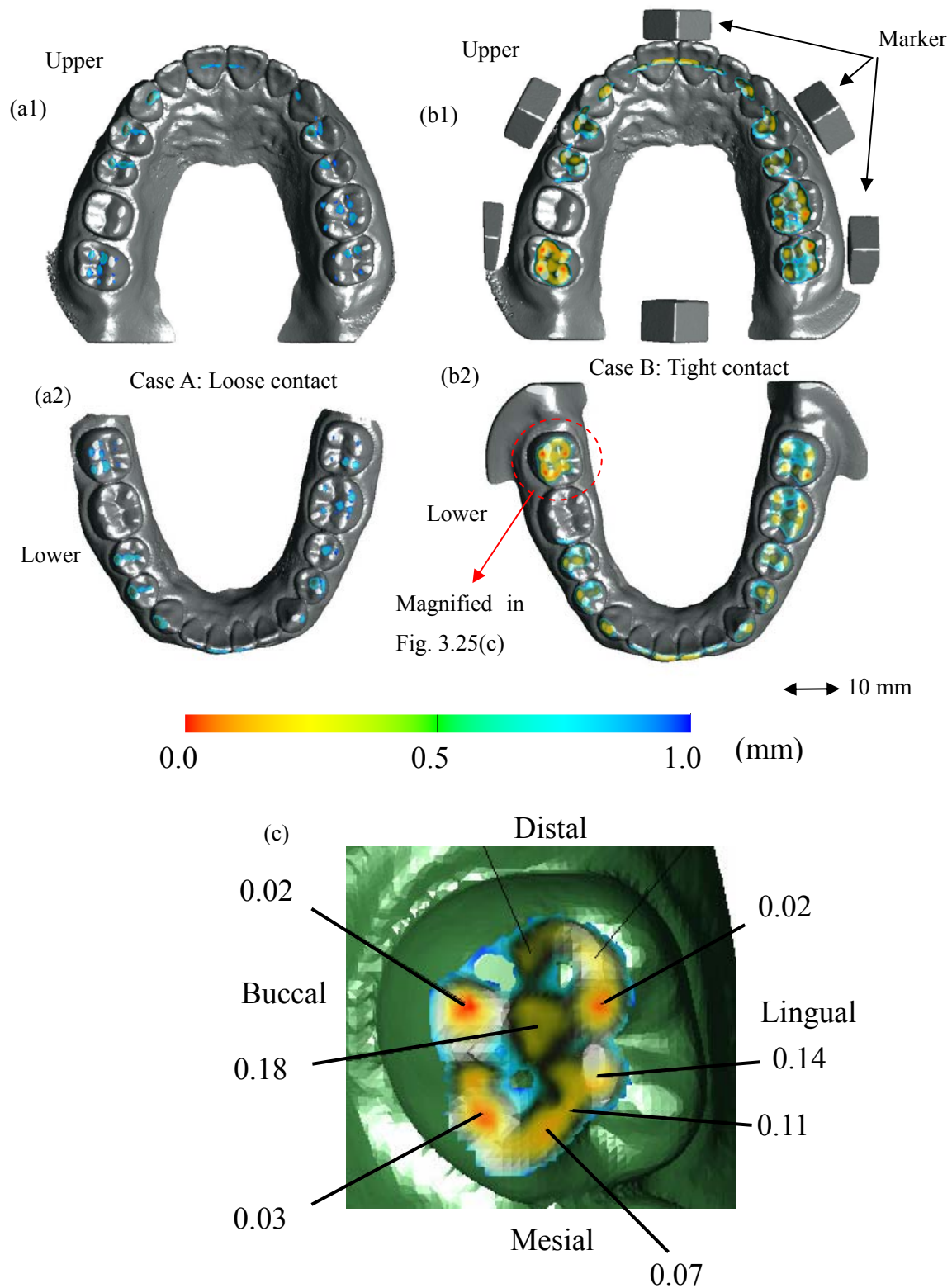


Fig. 3.25 Measuring occlusal interaction: contour map of distance distribution (less than 1 mm) between upper and lower cast models. (a1, a2) Loose contact with gap between casts; (a1) Distance distribution overlaid on upper cast model; (a2) Distance distribution overlaid on lower cast model; (b1, b1) Tight contact between casts; (b1) Distance distribution overlaid on upper cast model; (b2) Distance distribution overlaid on lower cast model; (c) Magnified image of second molar of (b2) surrounded by a red circle. Inserted labels were distance in mm.

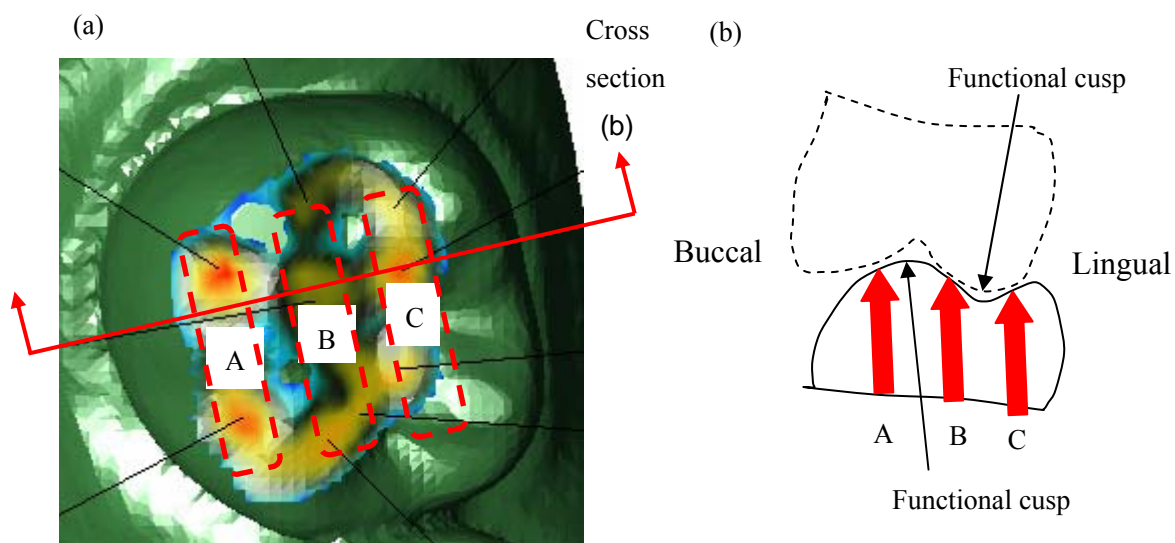


Fig. 3.26 Ideal occlusion and contact

(a) Top view, (b) Cross section.

上下顎歯列模型間の距離の計測精度は、モデリングの精度とアライメントの精度で決まる。モデリングの精度については、3.3.1 項と 3.3.2 項で述べたように、画素分解能以下の精度で、ポリゴンの位置を決定する事が可能である。モデリングの精度には閾値が影響する。閾値を下げると認識されるモデルの寸法が大きくなるため上下の模型間の距離は短くなる。逆に上げると距離は長くなる。咬合面間の距離を測定する場合、上下モデルの少なくとも一箇所は接触していると考えられるので、距離分布の最小値がほぼ 0 であれば閾値の設定は妥当と判断できる。このように採用された閾値が正しいかどうかを距離の最小値で判断できることは、本手法の利点の一つといえる。

アライメントの精度はアルミのマーカーで決まる。形状が直方体であるため、マーカー上に特長的な面、稜、頂点があるので、これらを基準に合わせることができ、石膏模型のモデル表面を用いてアライメントを行う場合と比較すると精度がよい。2つのモデルの間のアライメントの時に選択したポイントの平均距離を求めると、その標準偏差は 0.03 mm であった。モデリングとアライメントを総合した精度といえる。咬合診断に用いるには十分な精度である。

補綴物の製作に利用する場合には、模型の一部を局所拡大して撮影すると分解能が向上する。図 3.27 にその事例を示す。拡大率が一定の医療用 CT では、このような拡大撮影はできない。例えばクラウンの場合（図 3.24 参照）、補綴物の原型となる形状をワックスで製作する。このワックスの形状をマイクロフォーカス X 線 CT で撮影し、得られた 3 次元モデルを用いて直接クラウンの形状を加工はできれば省力化に役立つ。

つ。また完成した金属のクラウンそのものの計測も可能となり、正確に加工できたかどうかの検証に役立てることもできる。歯科技工におけるマイクロフォーカス X 線 CT の応用範囲は広い。

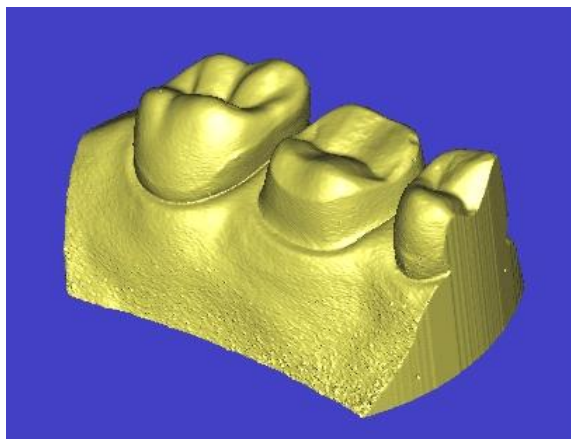


Fig. 3.27 Magnified image

### 3.4 結言

本章ではマイクロフォーカス X 線 CT を石膏模型の測定に利用できるかどうかを検討した。以下にその結果を要約する。

(1) XY 平面内の精度：穴ピッチおよび幅寸法を基準寸法としたゲージ用いて評価した結果において、閾値の影響を含めたモデリング精度は $\pm 0.03 \text{ mm}$ であった。

(2) Z 方向の精度：石膏模型を Z 方向に移動させた時、 $0.03 \text{ mm}$  以上の距離の差を検出することがわかった。

(3) 繰り返して同じ上顎石膏模型を計測し得られたモデルを重ね合わせた場合の距離分散の標準偏差は  $0.015 \text{ mm}$  以下であった。

(4) 光学式との比較においては、CTの方が光学式よりもマージン部の計測において、優れていることがわかった。

(5) 上下顎石膏模型にバイトを装着した状態で 3 次元形状計測をおこない、模型間の隙間の距離分布を計測できることを示した。また歯列の 3 次元形状モデルに、距離分布を重ねて表示できた。これらの結果から、マイクロフォーカス X 線 CT が、石膏模型の形状計測に応用できることがわかった。

### 3 章の参考文献

- [1] 小林正弘、藤野豊美、中島龍夫、千代倉弘明、形成外科におけるシミュレーション技術の応用、シミュレーション Vol. 22, No.3, pp.160-165, 2003.
- [2] Kobayashi, M., Fujino, T., Kaneko, T., Chiyokura, H., Enomoto, K., Shiohata, K., Momose, Y., Kanbe, K., Shinozaki, K. and Fuku, N. Three dimensional visualization of CT using the virtual reality technique. Plastic Surg. 1994; V.Forum 17/P: 286-288.
- [3] 小林正弘、藤野豊美、中嶋英雄：シミュレーション外科の進歩－3次元CT，光硬化性樹脂模型による手術シミュレーション－、INNERVISION Vol. 7, No. 4, pp.2-6, 1992.
- [4] Sohmura T, Wakabayashi K, Lowmunkong R, Hojo H, Kusumoto N, Okuda H, Kojima T, Nakamura T, Yatani H, Takahashi J. 3D shape measurement of dental casts using medical X-ray CT. Dent Mater J 2004; 23(2):121–128.

## 第4章 マイクロフォーカスX線 CT を用いた石膏模型の3次元形状計測による咬合治療評価

### 4.1 緒言

咬合 (occlusion) は歯科補綴学用語では、①下顎が閉じる過程、閉じている状態、②上下顎の接触関係、咬合面間の静的関係などと定義され。咬合学は、単なる上下顎の関係や運動のみならず、それとかわる咀嚼筋、中枢神経系を含む大きな学問領域を示す[1]。咬合学の歴史は古く、18世紀後半から盛んになり、1805年に既に世界最初の咬合器が発表された。1859年には、下顎の顆頭部が前方に移動する顆路型咬合器が Bonwill によって発表された (第1章、図 1.2 参照)。同時に3点で接触する咬合理論 (図 3.17 参照) の原型が発表された。その後、咬合学においては、咬合器の発達と顎運動計測が中心であり、1955年には複雑な顎運動を再現できるものとして、スチュアート咬合器が発表された後は、この50年もの間、大きな技術的变化はないと言われている[1]。

近年、臨床において、下顎運動時の顎関節部の痛み、クリック音などの雑音、開口障害などの自覚症状を伴う顎関節症が、歯科領域における現代病の一つとして注目されており、咬合との因果関係が示唆されている[1]。しかし1996年に米国国立衛生保健局 (NIH: National institutes of health) において行われた顎関節症の診断と治療に関するカンファレンスの報告書では、顎関節症の原因として咬合要因は、他の要因と同程度に過ぎないと報告された[2]。顎関節症の被験者50名を無治療群と咬合治療群に分けて比較した結果では、一ヵ月後には自覚症状としては有効であったが6ヶ月後には差が無かったと報告されている[3]。しかし一方では咬合の重要性を示す研究も行われており[4]、NIHの報告でも、顎関節症の診断においては、咬合診断が重要であると記載されている。咬合と顎関節症の関係について確たる *evidence* が不足している中で、客観的計測結果に基づく *evidence* の蓄積が望まれている。

咬合と顎関節症との因果関係以外にも、「よく噛める」という咬合の具体的な基準、その科学的根拠を示したものは見られない。顎関節症だけでなく、歯周病、矯正治療、インプラント治療と咬合の関係も解明されているとはいえない。今後とも EBM (evidence-based medicine: 科学的根拠に基づいた治療) の推進ためには、咬合の客観的データは不可欠である[1]。

本章ではマイクロフォーカスX線CTが咬合診断の定量的計測に応用できるかどうか



かを検討する。咬合位を決めるにあたって、上下顎モデルの接触面積、もしくは接触ポイントが最大になる位置関係を最適とする方法が提案されているが[5]、この手法では、歯列形状しか見ておらず、被験者の姿勢や、顎関節の状態によっては、必ずしも被験者にとって自然な咬合位になるとは限らない。バイトを挟んだ状態での計測が必要となる。

診断と同様、治療において、咬合調整箇所を記録することも重要である。一般の治療において、調整箇所を言葉で記録する以外方法はなく、ましてや、その調整のために削った量(高さ)を計測する手段はない。せいぜい切削用エアータービンの回転数と、歯にタービンを当てていた時間を管理する程度である。

本章では、マイクロフォーカス X 線 CT を用いて、実際の咬合治療の術前術後の上下顎間距離の変化を石膏模型とバイトを用いて定量的に計測した結果について報告する。また形状比較の手法を用いて、咬合調整箇所の可視化をおこなった事例について報告する。最後に、バイトそのものの 3 次元形状計測を行い、石膏模型の上下顎モデル間距離を計測した結果との比較をおこなった結果について報告する。

## 4.2 試験方法および解析方法

### 4.2.1 対象とする被験者

咬合治療の対象とした被験者（サブジェクト）は 29 歳の男性で、歯槽膿漏は見られないが、顎偏位とクリック音等から顎関節症と認められた。被験者の症状から、必要な治療として咬合調整を選択し、その上で本研究の目的である咬合状態の計測について同意を得た。調整後症状は緩和された。

### 4.2.2 印象採得

印象採得は次のように行った。トレーには金属製のリムロックトレー（図 4.1 Rim-Lock tray, Dentsply Caulk, Milford, Del.）を使用した。自動混合タイプの 2 液性印象材料、hydrocolloid (Tokuso AP1; Tokuyama, Japan) をトレー上に塗布、被験者の口腔内に挿入して印象を採得した。硬化を確認後、口腔外からトレーを取り出し、速やかに石膏を流し込んだ。石膏には硬石膏 dental stone



Fig. 4.1 Rim-lock tray

(FujiRock; GC, Japan)を使用した (図 4.2 参照)。

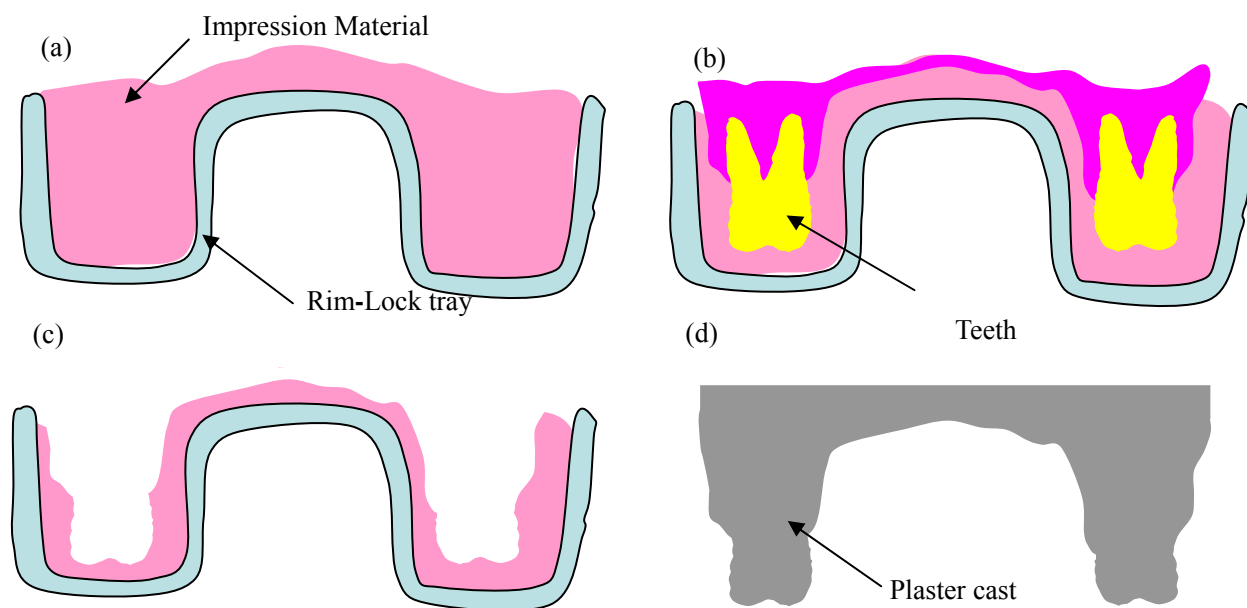


Fig. 4.2 Impression and plaster cast replicating procedure.

(a) Filling impression material, (b) Making impression, (c) Removal,  
(d) Filling with plaster.

術前、咬合調整後、術後など、模型は治療過程のいくつかの段階で採得した。バイトには Paraffin wax (GC Corporation, Japan)を使用した。バイトの採得に当たっては被験者の姿勢に注意した。リクライニングする通常の診療台は被験者の負担をやわらげる点で、また医師の作業をやりやすく点では有利であるが、姿勢を管理するという点では不向きである (図 4.3 参照)。



Fig. 4.3 Dental chair



Fig. 4.4 Patient posture



今回の治療では背もたれのない椅子を使用した。頭部が傾いていないこと、特に目の位置が水平になっていることを正面から被験者を見て確認した。両手は手のひらを上向きにして大腿部に軽く乗せ、膝を軽く開いた姿勢をとらせた。脊椎がS字彎曲するように腹部を前に出すよう指示し、また顎を引いた姿勢になるように注意した(図 4.4 参照)。

#### 4.2.3 咬合状態の評価手順

マイクロフォーカス X 線 CT の撮影条件は前項 3.2.7 と同じである。上顎模型にアライメント用のアルミマーカをつけて行う点も同様である。CT スキャンの手順は、簡略化のため、上下顎模型のスキャンを、上下のモデルの間に発泡スチロールのシートを挿入した状態で設置し、1 回のスキャンで、上下顎モデルを同時に取得した。以下に手順をまとめる(図 3.9 参照)。

① CT の回転テーブルに下顎模型を両面テープで固定し、発泡スチロールのシートを載せてから上顎模型を装着してスキャンし上下顎を各々モデリングする。上顎模型にはアルミマーカが装着されている。

② 上顎模型と発泡スチロールのスペーサーを外し、バイトをのせその上に上顎模型を乗せ全体を撮影する。

モデリングの手順

③ ②のデータからマーカのみ抽出する。

④ ①の上顎模型のデータを読み込む。このデータに対して③のマーカを基準にしてアライメントを行う。

⑤ ①の下顎模型のデータを読み込む。

Point master software を用いて上顎歯列と下顎歯列の距離を計測し、その値の範囲に応じて色をつけて、を上下顎各々のモデルに重ねて表示した。

#### 4.2.4 咬合調整箇所の可視化

咬合調整を行う前と後の模型を採得することによって、調整を行った位置とその量(高さ)をコンピュータモデルに重ね合わせて表示した。咬合調整は、ほとんど咬頭の内斜面のみであるので、2つのモデルの重ね合わせにおいては、削っていない領域で形状が特徴的なポイント、例えば頬側、舌側の外側の側面や、中央溝、頂点などを参

照点とした。

#### 4.2.5 バイトの直接計測

計測精度を評価するにあたって、バイトそのものの3次元形状計測を試み、前述の手法との違いを考察した。印象材には、X線の適度な減衰率をもっているという理由で vinyl polysiloxane, Memoreg 2 (Heraeus Kulzer GmbH)を利用した。実験では先に用いた下顎の石膏模型に、この印象材を塗布してから上顎の模型を位置あわせして印象を採得した。X線条件は印象材 vinyl polysiloxane に合わせて変更した。コントラストを良くするため、管電圧を下げ、管電圧 115kV、管電流 0.05 mA の条件で撮影した。上下のモデルの分離をやりやすくするため、X線管球と回転テーブルの距離を短くして倍率を上げて撮影を行った。1画素の大きさを 0.034 mm とした。臼歯部を拡大撮影し、得られたモデルを Point master software を用いて、画面上の操作でポリゴンを削除することによってモデルの上下分離をおこなった。その後、モデルの表と裏を反転させてから、石膏の場合の手順と同様に上下咬合面間距離計測を行った。

### 4.3 結果および考察

#### 4.3.1 咬合治療の評価

術後の距離分布を図 4.5 (a),(b) に示す。上顎のモデルを下から見たところと、下顎のモデルを上から見たところを示している。各々、上下歯列モデルの間の距離が短い箇所を、その距離に応じて色の分布として重ねて表示している。赤いところが距離の短いところである。実際のコンピュータの画面では、マウスのカーソルを移動させ、ポイントを選択することで距離の絶対値を知ることができる。上下のモデルに重ねて表示している距離分布には同じ分布図を重ねた。対応する位置を見ることで、上下の歯がどこで接触しているかを読み取ることができる。代表的なポイントに合計 11 箇所(AからK)を選択した。これらの位置について、治療の前後で距離がどのように変化したかを調べグラフにした結果を図 4.5 (d) に示す。

術前の中切歯が早期接触していたことがわかる(ポイントF)。この距離は 0.04 mm であった。全体において距離が 0.15 mm 以下は、このポイントのみであった。これに対して術後は全体的に距離が短くなった。特に距離が 0.15 mm 以下のエリアが 5 箇所に増加した。すべての臼歯部、A、B、C、D、H、I、J、Kの距離が短くなり、その8箇所の平均値が 0.382 mm から 0.187 mm に減少した。治療の効果があったことを示している。

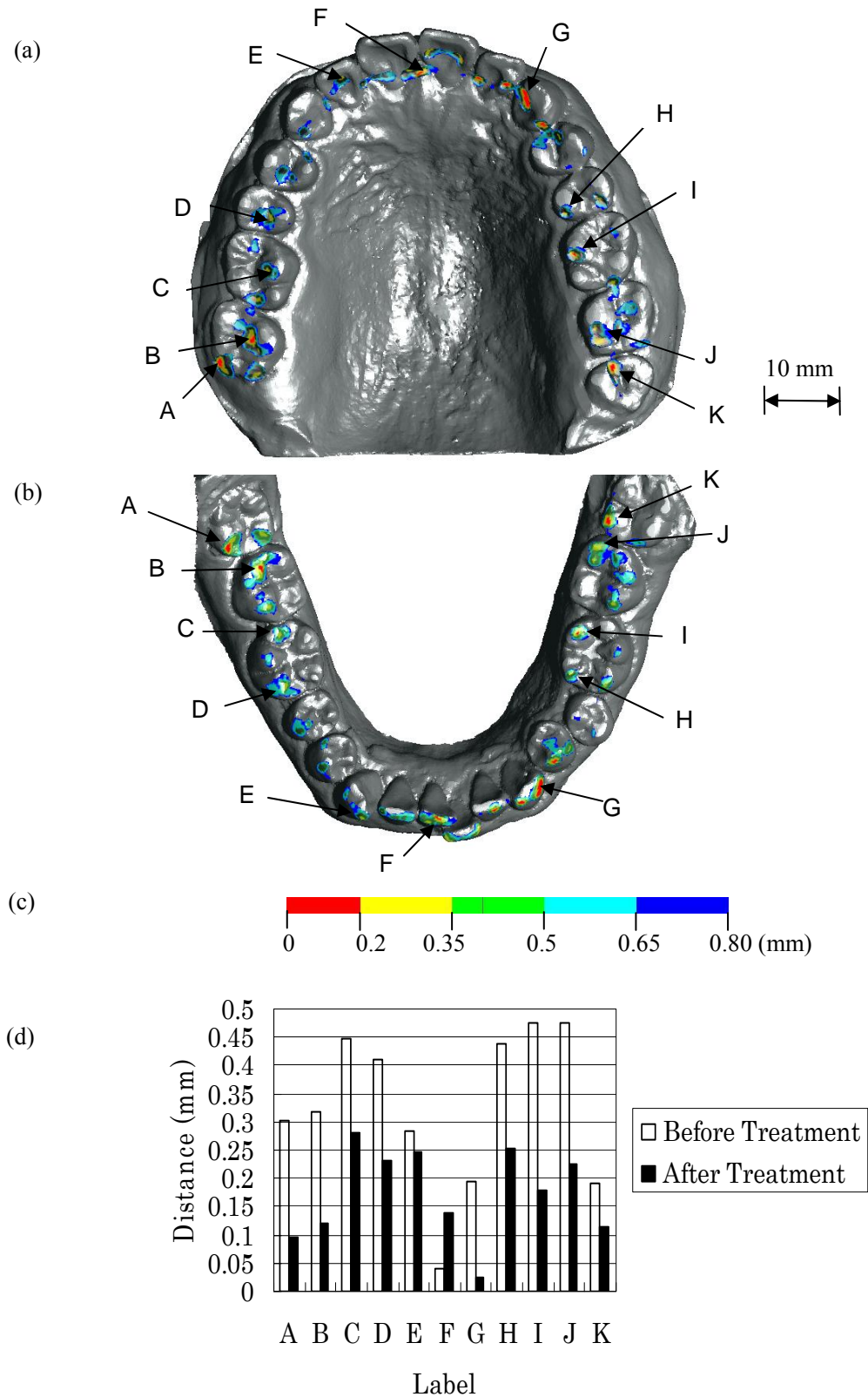


Fig. 4.5 Contour map of distance distribution (less than 0.8 mm) between upper and lower cast models after the occlusal treatment. (a) Distance distribution overlaid on the upper cast model. (b) Distance distribution overlaid on the lower cast model. (c) Color bar. (d) Distance changes in mm of the selected points A to L labeled in Fig. 4.5 (a) before and after the treatment.

#### 4.3.2 咬合調整箇所の見視化

咬合調整前後のモデルの照合を行った結果を図 4.6 に示す。調整前のモデルと調整後のモデルを重ね合わせた後、距離を計測した。調整後内側になった領域は黄色から赤で表示されている。変化のない領域は緑色で、調整後外側になった領域は青で示されている。青の領域は印象採得の誤差を含んでいると考えられる。

数値を見ていくと、左の第一小臼歯側咬頭内斜面は 0.29 mm、第二小臼歯側咬頭内斜面は 0.19 mm、左の第一大臼歯側遠心咬頭内斜面は 0.23 mm、左第二大臼歯側近心咬頭内斜面は 0.30 mm、左第二大臼歯側遠心咬頭内斜面は 0.15 mm、右第一大臼歯遠心側機能咬頭内斜面は 0.37 mm、右第二大臼歯近心側機能咬頭内斜面は 0.41 mm の以上が調整された高さになる。図 4.7 に調整箇所の拡大図を示す。

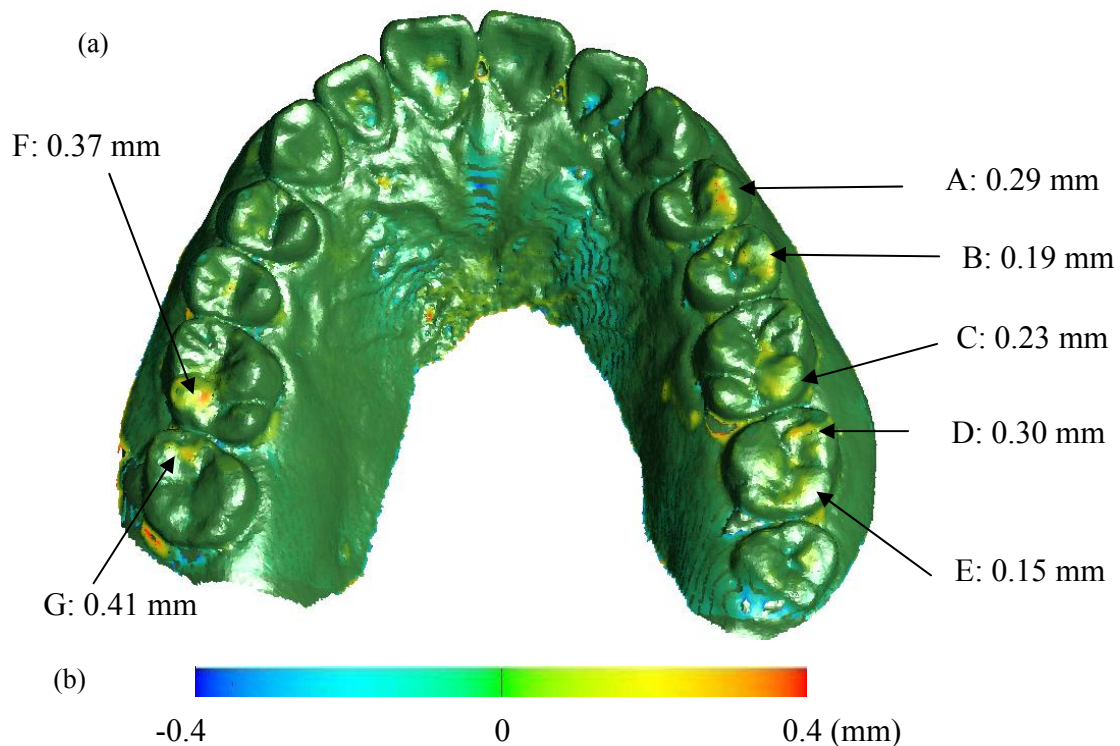


Fig. 4.6 (a) Superimposition of the two sets of computer models of the maxilla taken before and after occlusal adjustment. The reference model was “before” the treatment and the target model was “after” the adjustment. Adjusted heights were measured as follows on the selected points. A:0.29 mm, B:0.19 mm, C:0.23 mm, D:0.30 mm, E:0.15 mm, F:0.37 mm, G:0.41 mm (b) Color bar.

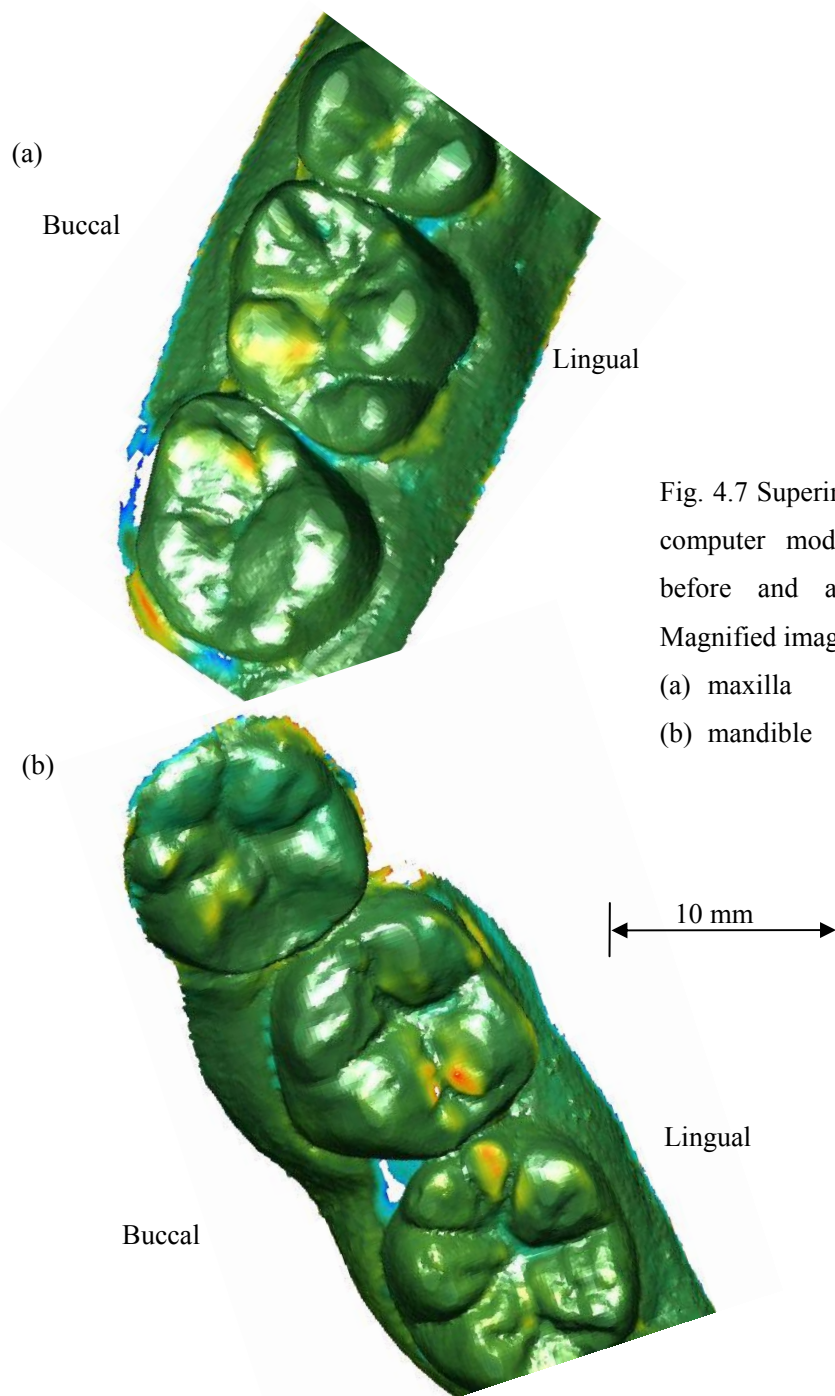


Fig. 4.7 Superimposition of the two sets of computer models of the maxilla taken before and after occlusal adjustment, Magnified images.

(a) maxilla

(b) mandible

#### 4.3.3 バイトの直接計測

上下のモデルの分離をやりやすくするため、1画素の大きさを  $0.034\text{ mm}$  としたが、上下にモデルを分離するには、上下の厚みが1画素の大きさの2倍から3倍程度離れている必要があった。このため、距離が  $0.1\text{ mm}$  以下の領域は計測できなかった。

バイトの厚みの計測の結果を図 4.8 (a)に示す。左の第一臼歯と第二臼歯の一部を測定エリアとして選択した。距離が  $0.1\text{ mm}$  以下の領域、舌側咬頭部2箇所には穴が空いている(図 4.8(a) の H)。距離が計測できた3箇所の厚みを代表点としてあげて(A,B,C)、それらの上下顎歯列間距離の計測を行った。距離は各々  $A=0.18\text{ mm}$ ,  $B=0.45\text{ mm}$ ,



C=0.11 mm となった。これに対して前述の手法による模型を用いた計測結果では、A=0.25 mm, B=0.51 mm, C=0.16 mm であった。(図 4.8 (b))。いずれもバイトの厚みの方が、模型の咬合面間の距離に比べて 0.05 から 0.07 mm 小さい値になってはいるが、傾向は一致している。

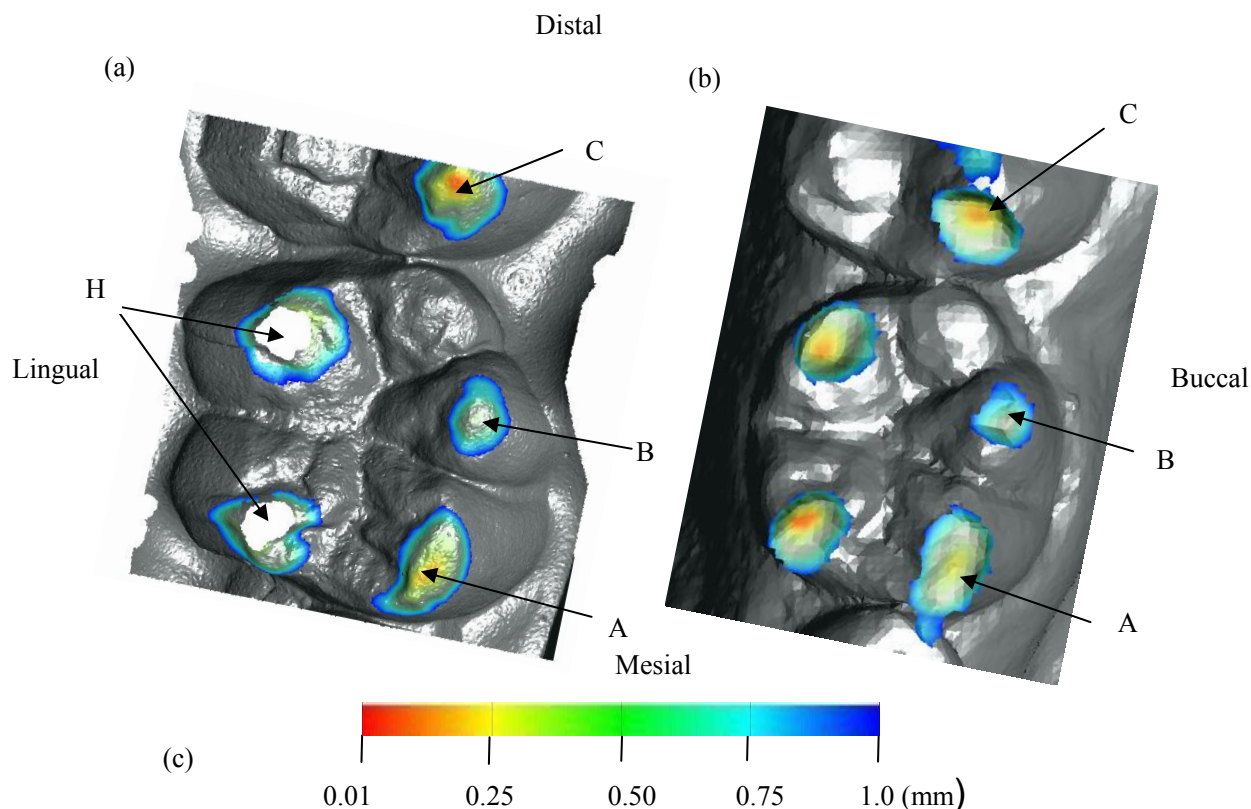


Fig. 4.8 Comparison with direct measurement of the bite record. (a) Thickness distribution between upper and lower surface models of a single bite impression superimposed on the lower bite surface. The left 1<sup>st</sup> molar and a portion of the 2<sup>nd</sup> molar were chosen as examples. (b) Distance distribution between upper and lower cast models superimposed on the lower model. (c) Color bar.

石膏模型の場合、モデリングの精度が約 0.03 mm、アライメントの精度が同様に 0.03 mm であるので、総合的な精度は 0.05 から 0.06 mm であるといえる。実験結果では、バイト単体の距離は模型の間の距離に比べて 0.05 から 0.07 mm 小さい値となった。この理由としては、印象と石膏との間に隙間ができている可能性が考えられる。図 4.8 において画像(a)は画像(b)に比べ、紙面横方向に広がっているように見える。この原因は、バイトを採得する際、上下の模型が接触した後、わずかに水平方向に移動したと考えられる (図 4.9 参照)。

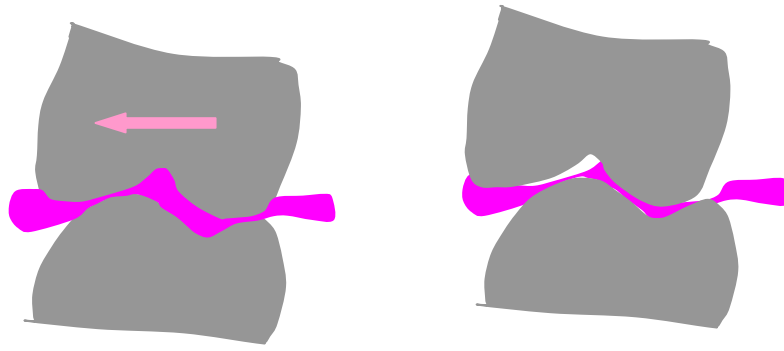


Fig. 4.9 Bite and clearance gap

バイトそのものの形状を計測できれば、計測そのものが簡略化できる。模型の保管場所が必要無い等、多くのメリットが想定された。これまでバイトの3次元形状のモデリングをおこなった報告事例はない。光学式では一般には表と裏を同時に計測することができない。表面形状が凹形状であり、素材も弾性体であるため、接触式の手法を用いるにしても計測は困難である。しかしながら、バイト単独の形状計測では、歯が接触しているところはバイトに穴が開くため、(その領域の計測が最も重要なのであるが) 距離計測そのものができない。またバイトの両面のメッシュの分離作業は非常に手間がかかるものであった。石膏模型とCTを用いる本論文の提案手法の方が実用的である。

#### 4.3.4 歯根膜の影響

歯根膜は歯のセメント質と歯槽骨の間に存在し(図 1.1 参照)、この領域が後退すると、歯周病が進行する。この歯根膜はクッションの働きをしており、咬合による荷重に応じて、歯そのものは変形しないが、咬合面の位置、角度は変化する(図 4.10 参照)。これを考慮して、バイトを採得している状態を模式化したものを図 4.11 に示す。最初接触した歯が、その歯根膜が沈み、他の歯の咬合面距離が変化する。その後荷重が取り除かれた後は、バイトと咬合面の間に距離ができる。図 4.11 では、垂直方向の動きを想定しているが、歯は接触した後に、横方向にすべる動きも伴うため、このように、実際のバイトと石膏模型との間には隙間ができる可能性がある。

このように、バイトの採得のテクニックは、測定結果に影響を与える。被験者にバイトを噛ませた状態で、どのようにして自然な咬合位を与えるかは、最も注意を要するところである。

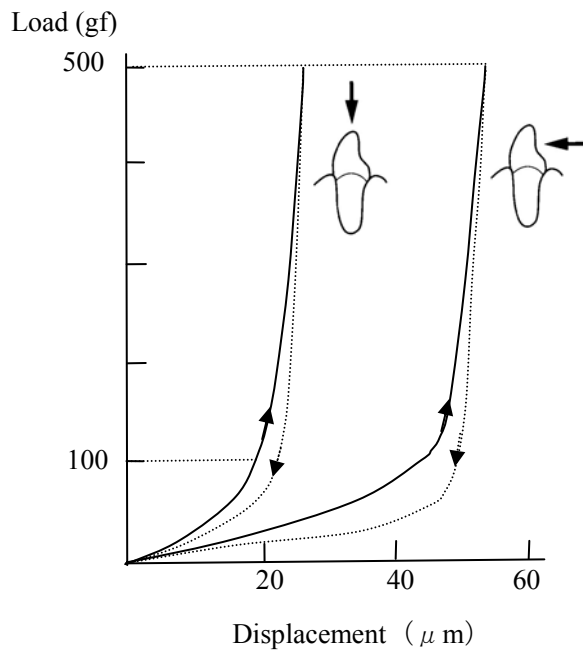


Fig. 4.10  
Influence of periodontal membrane [6]

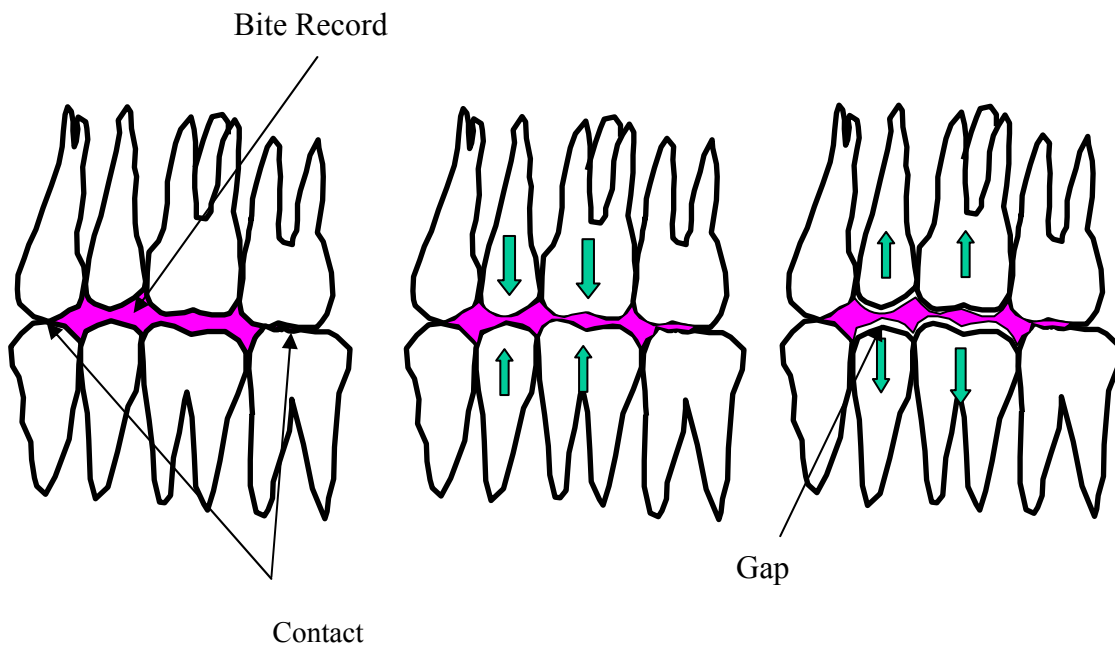


Fig. 4.11 Influence of periodontal membrane to teeth distance and bite thickness.

歯列そのものが、歯根膜などの影響で印象採得時移動している影響など、模型による計測結果と、実際の3次元の距離分布との間の違いをもたらす要因について知っておくことは重要である。印象採得そのものの誤差、再現性、熟練度も問題になる。石膏模型を得るには印象を採得する必要がある、印象から模型と2回の形状転写プロセ



スによって誤差が累積している可能性もある。いずれにしても、これらの誤差要因を回避できるものではないが、日常の臨床において不可欠の模型とバイト等、当り前に利用されているものを用いて計測できる点は、本手法の特徴の一つであり、CT による計測を除けば特別に新たな技術に慣れる必要はない。

#### 4.3.5 今後の展開について

今回考案した手法は比較的単純である。光学式のように、複数の撮影の後の合成等の作業は不要である。スキャン条件が定まった後は、テーブルの上に模型を載せて少なくとも2回スキャンするだけである。計測は自動化できる可能性があり、設備を複数の臨床現場が共有などすれば、コストを圧縮することもできる。

今後の展開としてヴァーチャル咬合器の実現を目指したい。顎運動計測と咬合計測とを組み合わせることで、時間軸を加えた4次元で咬合を把握することが可能になる。上下顎の6軸計測にはいろいろな手法が提案されている。複数の光学マーカーを上下歯列に固定し2つの光学式カメラでマーカーの運動を追跡して6軸運動を計測する手法があるが、カメラと被験者との距離をある程度確保しないとイケないため、作業スペースが必要である。また都度キャリブレーションが必要で、照明を暗くしないとイケないなど実際の臨床現場で利用するには制約が多い。これに対して坂東らは、直交する小型のコイルを内蔵した小型軽量のセンサーを製作、一方のコイルで磁場を変調し、もう一方のコイルで受信して相対的な6軸運動を計測するシステムを開発した[7]。チェアサイドでの顎運動計測が実用になりつつある。

従来の咬合調整では、咬合紙を用いて、早期接触しているところを削ることが一般的であったが、今回取り上げた臨床例では、調整箇所を決めるのに、咬合紙は用いていない。また術前後で距離が大きく変化した位置と、調整過程で削った位置との間に、明確な関係は見られない。特に今回の臨床例では切歯が早期接触をしていたが、実際には切歯は削っていない。これは結果的に下顎が移動したと推定できる。すなわち顎偏移を誘導する調整を行ったといえる。では、「どの箇所を調整すれば、どのような顎偏移を起こすことができるのか」については解明されているとはいえない。本研究は、可視化や定量的測定に道を開くものであるが、次のステップとして、調整箇所と顎偏移の因果関係をも説明できる理論の構築に役立つものとして期待される。咬合は上顎と下顎の位置関係以外に、頭蓋を支持する頸椎の存在も大きく関与している。何らかのパラメータが最適になるよう、咬合が最も調和する位置に、下顎が誘導される

と考えられ、仮に咬合に不調和が見られる場合、調和を実現する方向に下顎位置が誘導され、その結果、逆に頭蓋と頸椎の位置関係などに、不調和がもたらされる可能性も考えられる。歯を削ることなく、例えば、樹脂で咬合面の高さを上げるような処置を行って、実際の被験者に、意図的に不調和をもたらすことは技術的には可能であっても、倫理的には許されるものではない。よって、現在行われている臨床例を多く集め、その過程の咬合調整箇所データのデータと、術前術後の変化を記録することで、事例に共通する要因を抽出する作業が必要になる。

#### 4.4 結言

本章ではマイクロフォーカス X 線 CT が咬合診断の定量的計測に応用できるかどうかを検討した。以下にその結果を要約する。

(1) マイクロフォーカス X 線 CT を用いて、咬合治療の前後の上下顎間距離を計測し、上下顎の 3 次元モデルに重ねて表示することにより、咬合の状態を数値化、可視化できた。

(2) 実際の咬合治療において、術前は中切歯が早期接触していた事例において、術後すべての臼歯部の距離が短くなり、治療の効果があったことを示した。

(3) 咬合調整を行う前後のモデルを重ねあわせ、歯列間距離分布を計測し、3 次元モデルに重ねて表示することで、咬合調整箇所を可視化できることを示した。

(4) バイトそのものの 3 次元形状計測を行った。上下の咬合面を分離し、その距離を計測し、石膏模型の上下顎歯列間距離を計測した結果と比較した。バイトから得られた距離は、石膏で得られた距離に比べて 0.05 から 0.07 mm 小さい値となった。

本章で考案された手法は、直感的で非常にわかりやすく、インフォームドコンセントにも活用できる。本手法は咬合の研究の進歩に役立つことが明らかになった。

#### 第 4 章の参考文献

- [1] 古谷野 潔、市来 利香、築山 能大、咬合学の変遷、第 10 回、歯科技工
- [2] National Institutes of Health Technology Assessment Conference Statement: Management of temporomandibular disorders. J. Amer. Dent. Assoc., 1996; 127: 1595-1603.
- [3] Tsolka P., Preiskel H. W., Kinesiographic and electromyographic assessment of the effect of occlusal adjustment therapy on craniomandibular disorders by a double-blind method. J. Prosthet. Dent. 1993; 69: 85-92.

- [4] Kirveskari P., Jamsa T., Alanen P., Occlusal adjustment and the incidence of demand for temporomandibular disorder treatment. *J. Prosthet. Dent.*, 1998; 79(4): 433-438.
- [5] 加納政芳、橋本恭治、加藤昇平、伊藤英則：ロバスト推定を用いた３次元咬合評価のための一手法、情報処理学会論文誌 2004; Vol. 45, No. 9, pp. 2207-2216, 2004.
- [6] 藍 稔、補綴臨床に必要な顎口腔の基礎知識、学建書院
- [7] Toyoko Satsuma, Eiichi Bando, Shuji Shigemoto, Motoharu Kori, Masanori Nakano, Keisuke Nishigawa, Eiji Yamauchi and Takaho Kawaguchi. Effects of occlusal force loading on tooth movement in six degrees of freedom. *J Jpn Soc Stomatognathi Funct* 2002; 8(2): 91-98.

## 第5章 マイクロフォーカスX線 CT を用いたゴム印象の3次元形状計測

### 5.1 緒言

第3章、第4章では石膏模型をマイクロフォーカスX線CTで計測し3次元のモデルを作成した。この計測プロセスでは、①実物（被験者の歯列形状）から印象、②印象から石膏模型、③模型からコンピュータの3次元モデルと3つの形状変換プロセスが存在する。最終的な3次元モデルの精度を議論する場合、この変換プロセスに伴う誤差の累積を無視することはできない。そこで、プロセス②を省略し、ゴム印象の形状を直接計測する手法を検討した（図5.1）。印象は凹部の多い入り組んだ形状をしている。また素材が柔らかく、外部からの加重によって容易に形状が変化する。接触式の測定器ではプローブで表面形状をトレースできない。また光学式手法では、光を照射できない領域ができるため計測が困難である。マイクロフォーカスX線CTでは内部のボイドも含め、表面の凹凸などの形状を精密に計測できる。マイクロフォーカスX線CTが印象の3次元測定を行うことのできる唯一の方法であるといえる。結果的に石膏模型の製作過程が省略できるので工程の簡素化につながるばかりではなく、石膏模型そのものの保管場所の確保という問題も解決できる。

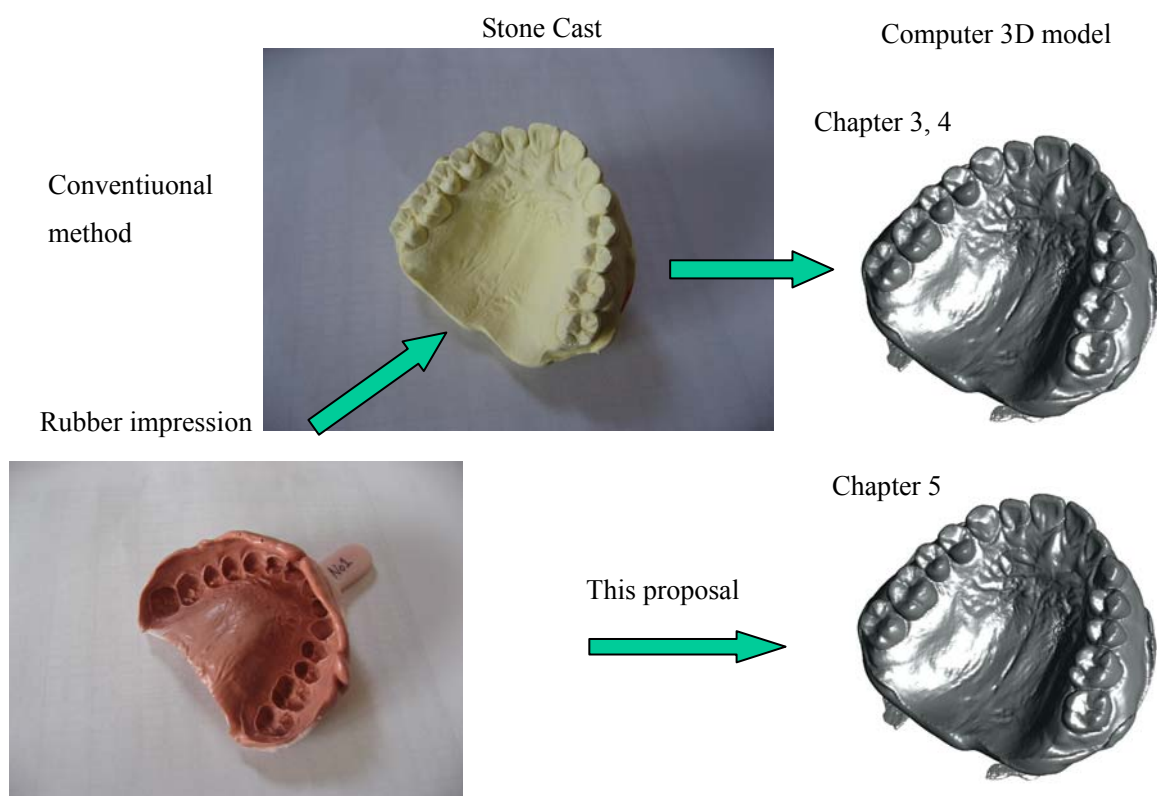


Fig. 5.1 Direct measurement of rubber impression

本章の目的は、マイクロフォーカス X 線 CT がゴム印象の形状計測に応用できるかどうかを検証することにある。本章では、実物（被験者の歯列形状）から印象への変換プロセスの誤差と、ゴム印象からコンピュータの 3 次元モデルへ変換するプロセスが持つ誤差を検証した。また 3 章、4 章で利用した手法の持つ誤差、すなわち石膏模型を含む 3 つの形状変換プロセスの誤差との比較を行った。3 章と同様に、基準ゲージを製作し精度を評価した。また実際の臨床への応用として、被験者の上顎の印象を採得し、ゴム印象から直接得られた 3 次元モデルと、同様に得られたゴム印象をもとに石膏模型を作成して得られたモデルとの比較を行った。

## 5.2 試験方法および解析方法

### 5.2.1 撮影条件

使用した装置はマイクロフォーカス X 線 CT 装置 SMX-225CT で、X 線管電圧はこれまでと同様 170 kV、管電流 0.09 mA とした。視野は 73.6 mm、1024 画素で再構成し、1 画素 0.072 mm の条件で測定を行った。

### 5.2.2 シリコンゴム印象

印象を保持するトレーの材質には注意が必要である、印象よりも X 線を透過しやすい材質であることがのぞましい。トレーの素材が X 線を通しにくいと、アーチファクトなどノイズの原因になる。トレーの材質が、印象よりも X 線を透過しやすいと、断層像において、トレーの CT 値が低くなるため、印象の領域を抽出する工程（セグメンテーション）がやりやすくなるというメリットもある。このため、金属製のトレーよりは、樹脂性のトレーが適している。

本実験では、ゲージの形状に合った市販の樹脂性のトレーがないため、カスタムトレーを製作した。トレーの素材には Methyl methacrylate (MMA) レジン (basing resin II, Quest Co., Aichi, Japan) を使用した。また印象にはシリコンラバー印象材 hydrophilic Vinyl Polysiloxane (EXAMIXFINE, GC Co., Tokyo, Japan) を使用した。

トレーに印象材を盛りゲージの形状を採得する際、印象の厚みが極端に薄い領域があると、硬化する過程で変形が起こる可能性がある。また印象の厚み 0 の場所ができてしまった場合、トレーの内側の面にゲージが接触することになり、3 次元モデルを構築する際にモデルに穴が開く。よって印象の最小の厚みをコントロールすることが重要で、通常 2 mm 程度確保する必要がある[1]。今回はゲージの上に厚み 1 mm のパ

ラフィンワックスを2枚重ねて置いてから、柔らかくしたトレー材料を乗せて、トレーとゲージの最小の隙間をワックスの厚み以上になるようにした(図 5.2 参照)。実際に CT 撮影した断層像において、その厚みが 2 mm 以上になっていることが確認されている。

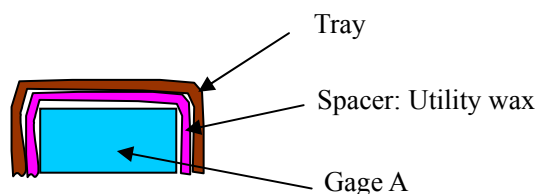


Fig. 5.2 Space control with utility wax

トレーの形状も精度に影響を与えることが報告されている[2,3]。印象を採得する際や印象をはずす際に力を受けて変形しないようなトレーの厚み、形状にするなどの配慮も必要である。また印象採得から CT スキャンまでの間にトレーが変形しないようにするため、内在する歪みを開放させる目的で、トレー製作後、印象採得まで最低 24 時間の間隔を設けることにした[4]。

### 5.2.3 モデル作成手順

3次元のスライスを Mimics software (Materialise, Belgium)を用いて STLに変換した。不要な領域を Point master software で削除した。歯列モデルの表面と印象の表面が逆になっているので Point master software の Flip 機能を用いて表裏を入れ替えた。図 5.3 にモデルの作成工程を示す。

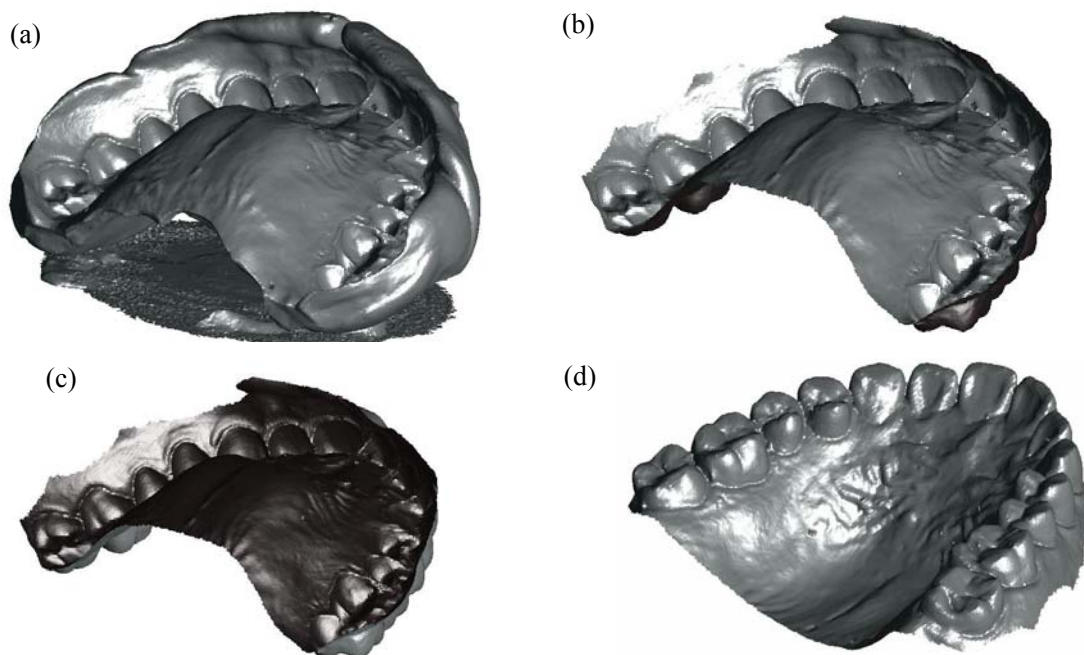


Fig. 5.3 Modeling procedure

(a) Impression model, (b) Trimming, (c) Flip surface, (d) Final 3D model

#### 5.2.4 精度検証（１）

精度の検証のために、２種類のゲージ（ゲージ A,B）を使用した。閾値の影響を調べるため、ゲージ A には、第 3 章で使用したエンジニアリングプラスチックの直法体を 3 つ並べたものを使用した。図 5.4 に作成したゲージ A の印象を示す。

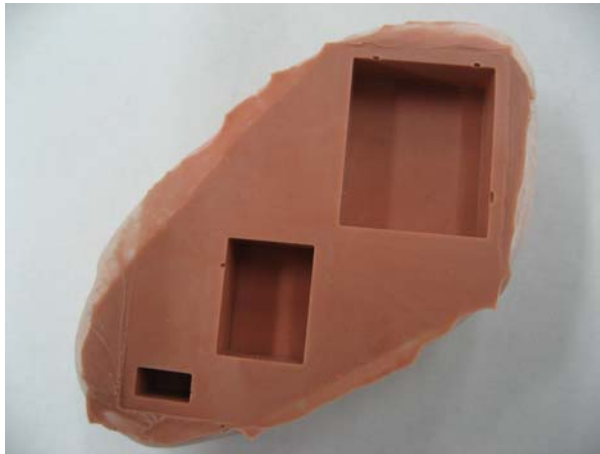


Fig. 5.4 Silicon rubber impression of Gage A

#### 5.2.5 精度検証（２）

ゲージ B としては、鋼球を並べたものを製作した。図 5.5(a)に製作したゲージを、図 5.5(b)にその印象を示す。鋼球のピッチ（中心間の距離）を計測する場合は 3.3.1 項で述べたように閾値の影響を受けない。ゲージ A の場合、表面の加工精度の影響があるが、これに対してベアリング用鋼球では、その球面精度が保証されている。精度が  $0.7 \mu\text{m}$ 、直径 10 mm の鋼球を使用した (440C-G28, Tsubaki-Nakashima, Nara, Japan)。8 つの鋼球をアルミブロック上に配置し、オーバーハングをなくすために、球の半分がブロックに埋まる形状とし、アルミブロックには接着剤で固定した。ボールの中心座標を接触式 3 次元測定器（CMM）で測定し、その結果をもとに 3 次元 CAD ソフト（プロエンジニア）を用いて設計データを構築した。またそのモデルを STL フォーマットに変換した。

ゲージ B を用いた実験では、２つの方法で精度を評価した。１つ目の手法として、VG Studio Software (Volume Graphics GmbH, Heidelberg, Germany) の Coordinate Measurement 機能を用いて、球の中心間の距離を計測した。Coordinate Measurement 機能では、3 次元画像をレンダリング表示させた画面上で、半球の表面を複数クリック（登録）すると、中心座標と半径を最小二乗近似法によって求めることができる。8 つの球の中心を求め、各々を登録することにより、異なる 2 点間の距離も求めるこ



とができる。測定対象として設定した箇所（d1 から d10）を図 5.5(c) に示す。同じ形状を連続して計測する場合、計測手順をテンプレートとして登録すると、2回目以降は自動で計測することができる。得られた計測結果を CMM の計測データと比較した。

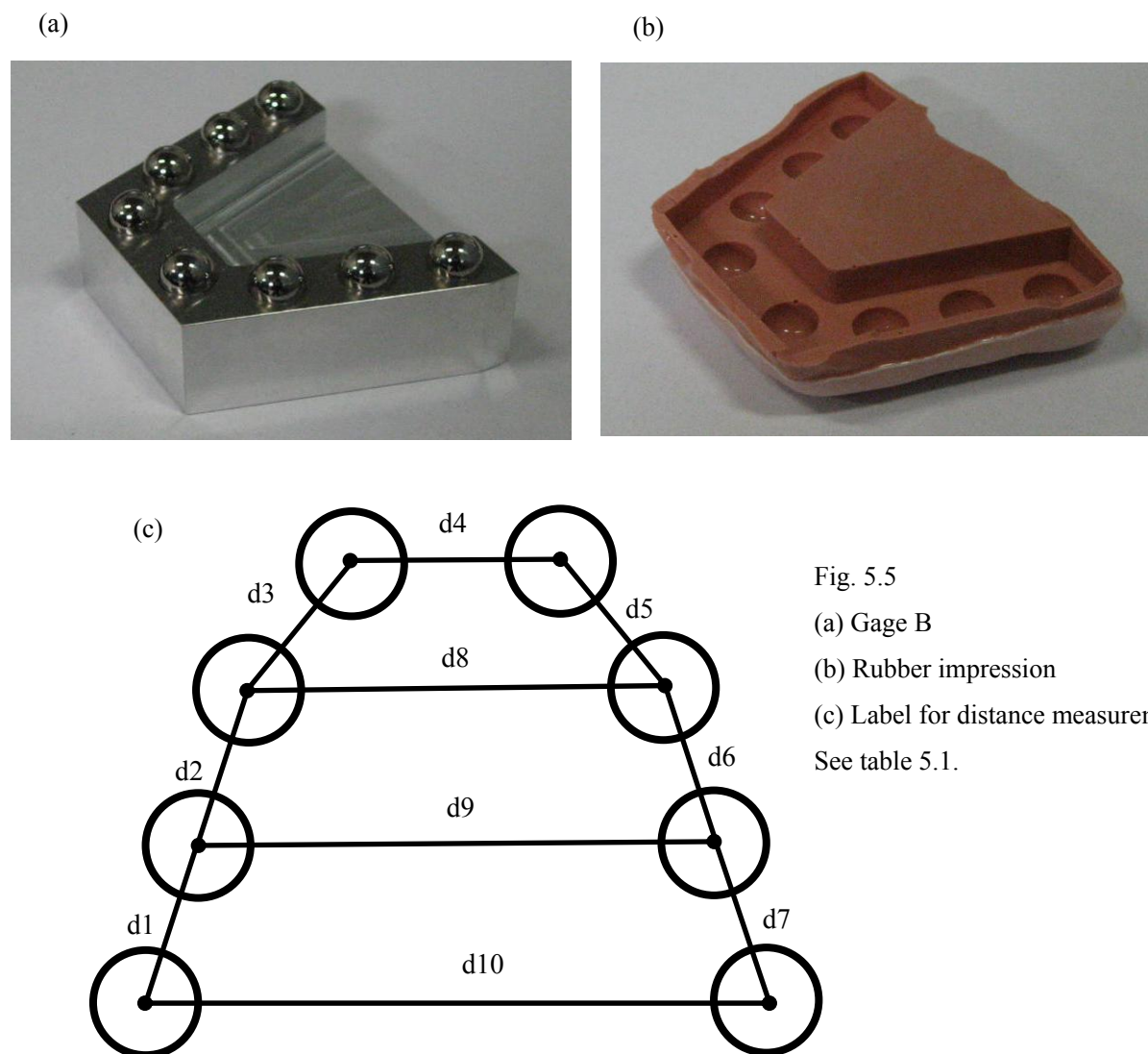


Fig. 5.5  
 (a) Gage B  
 (b) Rubber impression  
 (c) Label for distance measurement  
 See table 5.1.

2つ目の精度の評価方法として計測データを STL モデルに変換後、CAD で作成したモデルとの照合を行った。第 3 章と同様、距離の分布をヒストグラムで評価した。

#### 5.2.6 精度検証（3）

第 3 章同様 CT の繰り返し精度を評価するために、印象を 2 回連続して計測し、得られた 3 次元モデルを Point master software で照合して距離分布を求めた。

### 5.2.7 石膏模型から得られたモデルとの比較

シリコンラバー印象を用いて、被験者（男性）の上顎の印象を2個採得した。1つはそのままCTスキャンを行い3次元モデルに変換した。他の印象からは石膏模型を製作し、模型のCTスキャンを行い3次元モデルに変換し、1つ目のモデルとの比較を行った。

## 5.3 結果および考察

### 5.3.1 精度検証（1）

3.3.1 項と同様の方法で印象の直方体のくぼみの幅を計測した。ゲージAのCT断層像上で、ラインプロファイルをもとめエッジ位置から印象の幅を計測した。図 3.15 で利用した接触式3次元測定器（CMM）によるゲージの幅の測定値を参照データとした。図 5-6 に CT の測定データと CMM のデータの差を示す。誤差は $\pm 0.02\text{mm}$  以内であった。CT 画像の1画素の大きさ  $0.072\text{ mm}$  の約4分の1である。この誤差は、①印象採得の誤差、②CT スキャンの誤差および③CT 画像から幅を計測する際の誤差の3つを含んでいる。③は設定された閾値に依存する誤差を含んでいる。第3章と同様程度の誤差であったことから、本ゲージにおいては①の印象採得の誤差は、他の誤差要因に比べて、支配的でなかったといえる。

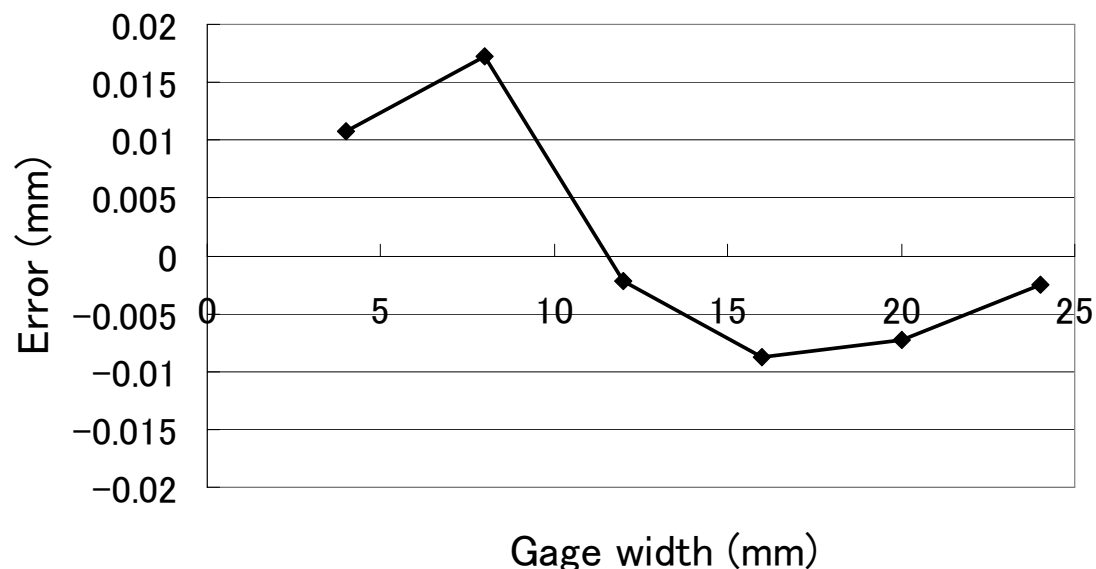


Fig.5.6 Relative error from CMM measurement

### 5.3.2 精度検証（2）

表 5.1 に図 5.5(c)に記載の距離について、鋼球ゲージを3次元測定器で計測した値

と、印象の CT 画像から VG Studio Software を用いて計測した結果を示す。CAD は接触式 3 次元測定器で計測したゲージの球の中心間の距離である。印象は 2 個製作した (No. 1, No. 2)。誤差の絶対値としては、最大で 0.039 mm であった。ボール間距離の設計値の距離が同じ d1, d2, d3, d5, d6, d7 の 6 箇所の誤差の最大値では 0.026 mm。% では平均を取ると誤差は 0.12 % であった。シリコーンゴム印象の形状精度については過去に多くの報告があるが、0.12 % はこれらの報告と同程度であった[5-7]。

Table 5.1 Distance measurement of Gage B: Comparison CAD data and CT model.

Label	d1	d2	d3	d4	d5	d6	d7	D8	d9	d10
CAD	15.80	15.81	15.61	20.00	15.62	15.81	15.81	40.00	50.00	60.00
No. 1 Error (mm)	0.026	0.019	0.018	-0.025	0.020	0.015	0.019	0.008	-0.008	0.029
No. 1 Error (%)	0.16	0.12	0.12	-0.13	0.13	0.10	0.12	0.02	-0.02	0.05
No. 2 Error (mm)	0.016	0.019	0.018	-0.025	0.010	0.025	0.019	-0.012	-0.028	0.039
No. 2 Error (%)	0.10	0.12	0.12	-0.13	0.06	0.16	0.12	-0.03	-0.06	0.06

図 5.7(a)にゲージ B を連続してスキャンして得られた 2 つの 3 次元モデルを STL モデルに変換後、重ね合わせて Point master software で距離計測を行った結果を示す。距離の分布を図 5.7(b)に示す。分布の半値幅は 0.033 mm であった。CT による計測の繰り返し精度は $\pm 0.02$  mm 以内であるといえる。

計測データを STL モデルに変換後、CAD で作成したモデルと Point master software で照合し、距離計測を行った結果を図 5.8(a)に示す。緑の領域は誤差が少なく、黄色や青の領域は誤差が大きい。同一の球の中で、黄色と青の領域が混在していることから、若干真球から形状が歪んでいることがうかがえる。距離の分布を図 5.8(b)に示す。半値幅は約 0.09mm であった。図 5.7 に示した CT の繰り返し測定誤差よりも大きい値となった。図 5.8 では印象そのものや採得の過程でできる誤差を含んでいる。最大の寸法が 24 mm のゲージ A に比べ、球の中心の距離が最大 60 mm のゲージ B の方が誤差は大きくなった。この原因として、トレーを含む印象の変形など印象採得の誤差が、他の要因に比べて大きいのではないかと考えられる。ゲージ A 用のトレーは単純な箱型の形状であったが、ゲージ B 用では歯列部分に相当する箇所にアーチ状に溝を設けるやや複雑な形状になっており、トレーの成型作業を容易にするため、ゲージ A のレ

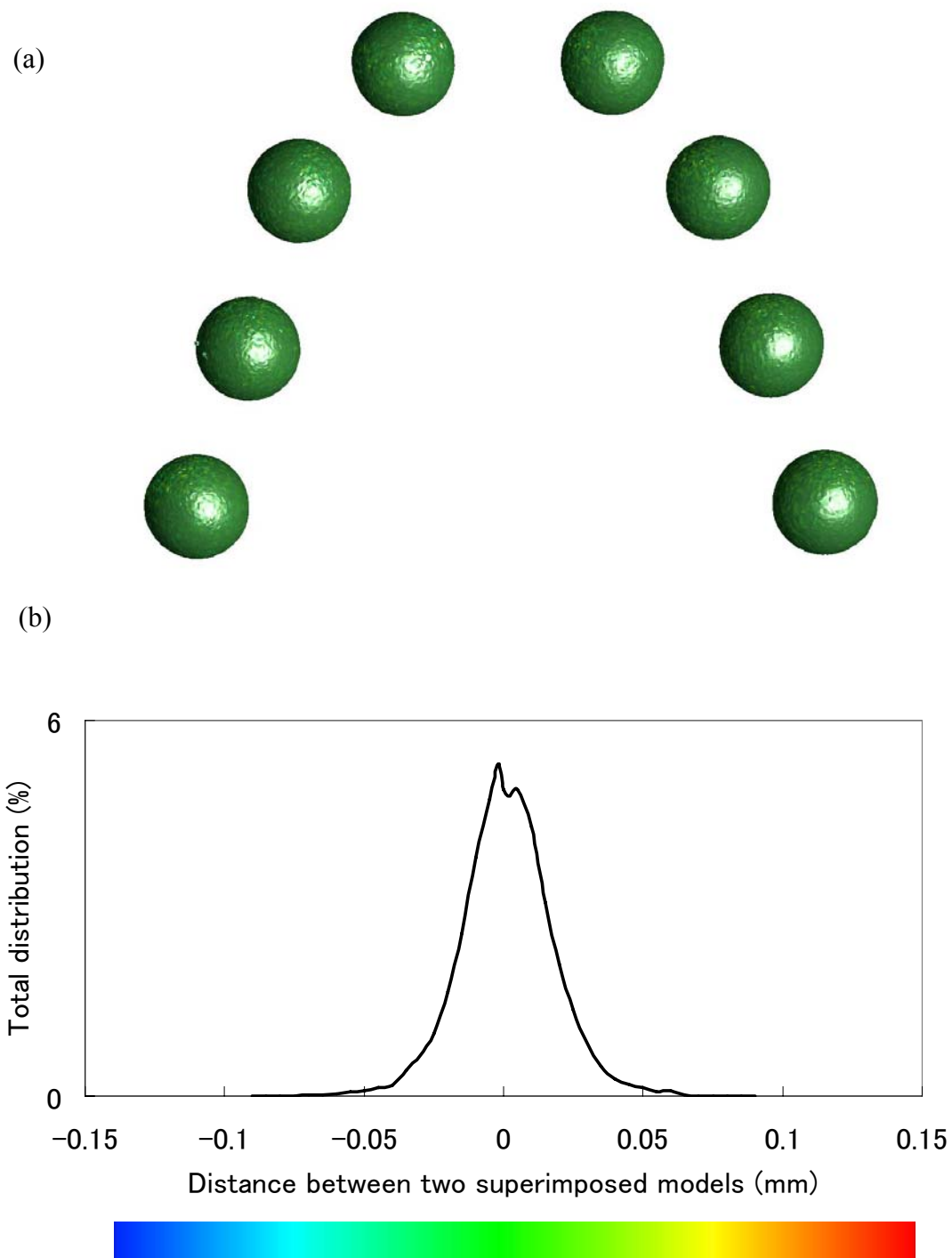
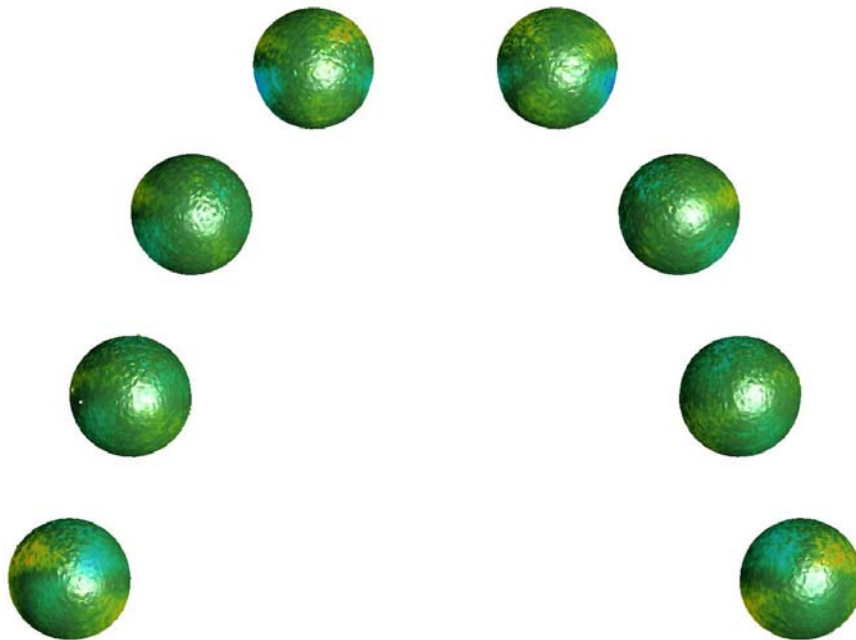


Fig. 5.7

(a) Superimposition of two computer models measured in series in the same condition by micro focus X-ray CT; (b) Color map and distribution plot depend on the distance.

(a)



(b)

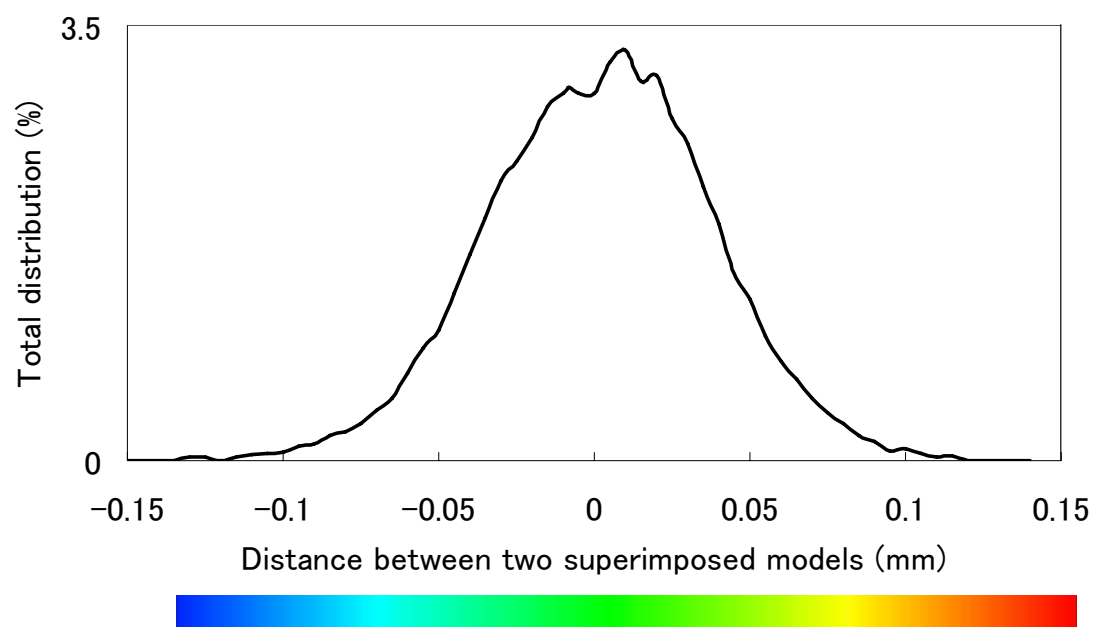


Fig. 5.8

(a) Contour map of 3D CT model in comparison to CAD model; (b) Color map and distribution plot depend on the distance.

ジンよりも薄い厚みのレジンを使って成型する必要があった。このためゲージ B のトレーの方が変形しやすかったのではないかと推定される。実際の臨床では、上顎用のトレーと下顎用のトレーの2種類があるが、下顎用のトレーでは、被験者の舌部との干渉を避けるため、馬蹄形のトレーが採用される。この形状は、面積が広い上顎用のトレーに比べて、強度的に不利である。いずれにしても、トレーを含め印象の変形を抑え、被験者の歯列形状を正しく採得することが重要である。

### 5.3.3 精度検証 (3)

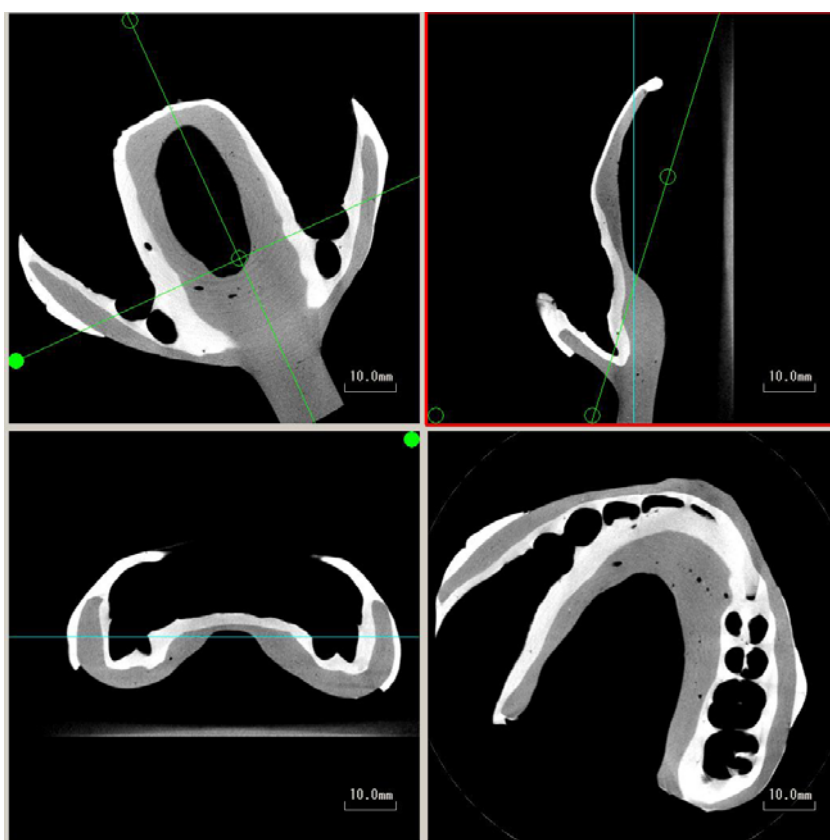


Fig. 5.9  
MPR image of rubber  
impression.

図 5.9 に実際の被験者の印象の MPR 画像を示す。この印象を 2 回連続して計測し、得られた 3 次元モデルを Point master software で照合して距離分布を求めた。距離分布を図 5.10(b)に示す。半値幅は約 0.05 mm であった。ゲージの印象を繰り返して撮影して得られたモデルのばらつき(図 5.7 の結果)0.033 mm よりはやや大きい値となった。実際の印象の場合、X線透過長さが長く、散乱線の影響でモデルのばらつきが大きくなったものと考えられる。この値は石膏模型を繰り返して計測したときのモデル間の距離のばらつき (3.3.3 項の結果、0.026 mm) よりも大きい。C T 撮影および CT 画像からモデルを作成する精度においては石膏の方が、精度が良いことがわかった。

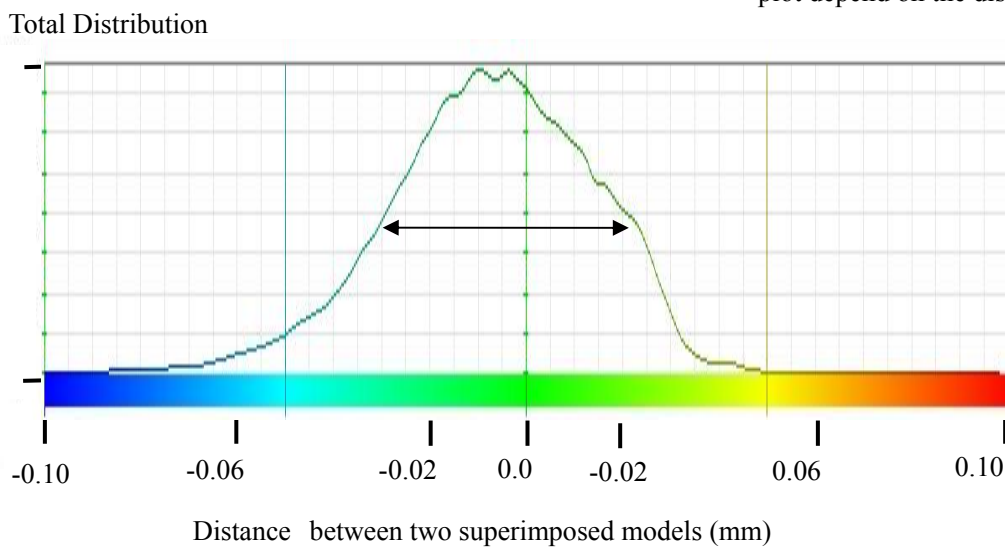


Fig. 5.10

(a) Superimposition of two rubber impression computer models measured in series in the same condition by micro focus X-ray CT.

(b)

(b) Color map and distribution plot depend on the distance.



#### 5.3.4 石膏模型から得られたモデルとの比較

同一の形状から得られたゴム印象と石膏模型から得られた3Dモデルを図5.11に示す。拡大図にあるマージン部（歯と歯肉の境界付近）に注目すると、ゴム印象のモデルの方が(図5.11(b))、石膏模型のモデル(図5.11(d))よりも細部をより再現できていることがわかった。

前項5.3.3において、石膏模型の繰り返し計測精度のほうが、ゴム印象の繰り返し計測精度よりも良いという結果であったが、これらの誤差と比較して、印象から石膏模型を作成するときの誤差の方が大きいため、結果的にゴム印象から得られたモデルの方が石膏模型への変換プロセスがない分、細部を忠実に再現できていると考えられる。



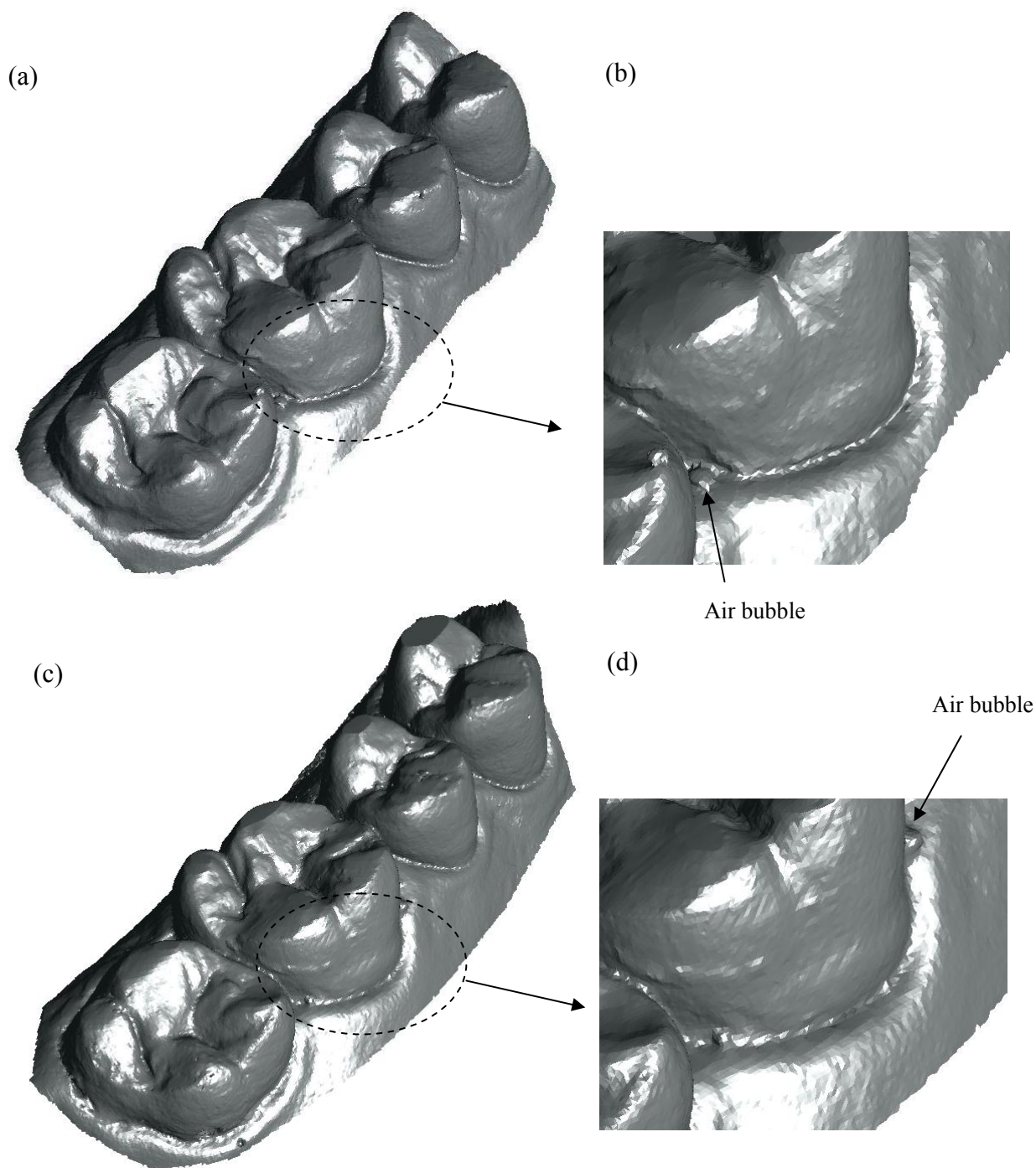


Fig. 5.11

The rubber impression model was compared with a stone cast model.

(a) Rubber impression model of maxilla;

(b) Magnified image of (a), first molar;

(c) Cast model;

(d) Magnified image of (c), first molar.

また、細部を忠実に再現できている他の理由としては、X線の散乱による影響が考えられる。マージン部は石膏模型においては凹形状であるが、印象においては凸形状である。CT装置では360°あらゆる方向からのX線透過画像を基に断層像が再構築されるが、この際、形状を再現するのに寄与するX線の透過パス長が長いほど、散乱の影響が出る可能性が高くなる。単純には、同じ直径の球状の異物と、球状のボイドでは、後者の方の輪郭がぼやけやすい(図 5.12(a, b)参照)。同様に凸部は凹部に比べて、パス長が短く散乱の影響を受けにくいと考えられる(図 5.12(c, d)参照)。

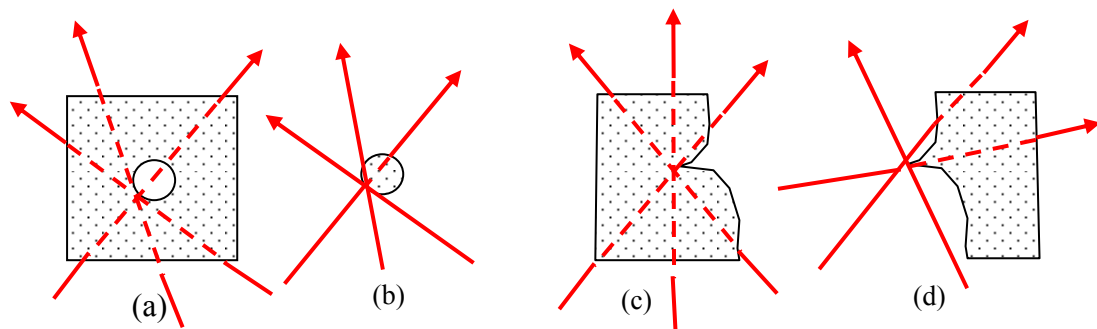


Fig. 5.12 Effect of X-ray scattering depending on the shapes. Cross section and X-ray path. (a) void, (b) particle, (c) concave surface, (d) convex surface.

マークロフォーカス X 線 CT を用いた 3D 計測を歯科診療の現場で利用するためには装置価格が普及の障害になる。本装置を、歯科技工ラボに配置し、複数のクリニックで共有し稼働率を上げることができれば、利用を促進することができる。本報告では、クリニックから宅配便で歯科技工ラボに送付することを前程として、印象採得後 24 時間後の CT 撮影を実施した。CT 撮影は印象をテーブルに固定する工程以外は、ほぼ自動で運転でき、作業の効率はよい。マークロフォーカス X 線 CT の導入が進めば、CAD/CAM の普及とともに、補綴物の製作やインフォームドコンセントなど、CT データの応用範囲は広がるものと思われる。

#### 5.4 結言

ゴム印象を直接マイクロフォーカス X 線 CT で計測し、以下の結果を得た。

(1) 直方体のゲージから得られた印象において幅の計測精度は 0.02 mm 以下であった。

(2) 鋼球を配置したゲージの印象においては、鋼球の中心距離（設計値 16 mm）の誤差は最大 0.026 mm、平均で 0.12%であった。

(3) 鋼球を配置したゲージの印象の繰り返し計測誤差は標準偏差で 0.02 mm 以下であった。

(4) 鋼球を配置したゲージの印象と CAD モデルとの誤差は標準偏差で 0.05 mm 以下であった。以上いずれの結果も 0.05 mm 以下であり、目標とする精度 0.05 mm を満たしていることがわかった。

(5) 実際の臨床事例において得られたゴム印象のモデルを石膏模型から得られたモデルと比較したところ、ゴム印象の方が細部を忠実に再現していることがわかった。印象から石膏模型を作成するときの誤差と、石膏模型もしくはゴム印象からコンピュータの 3 次元モデルを作成するときの誤差とを比較すると、前者のほうが支配的であることがわかった。

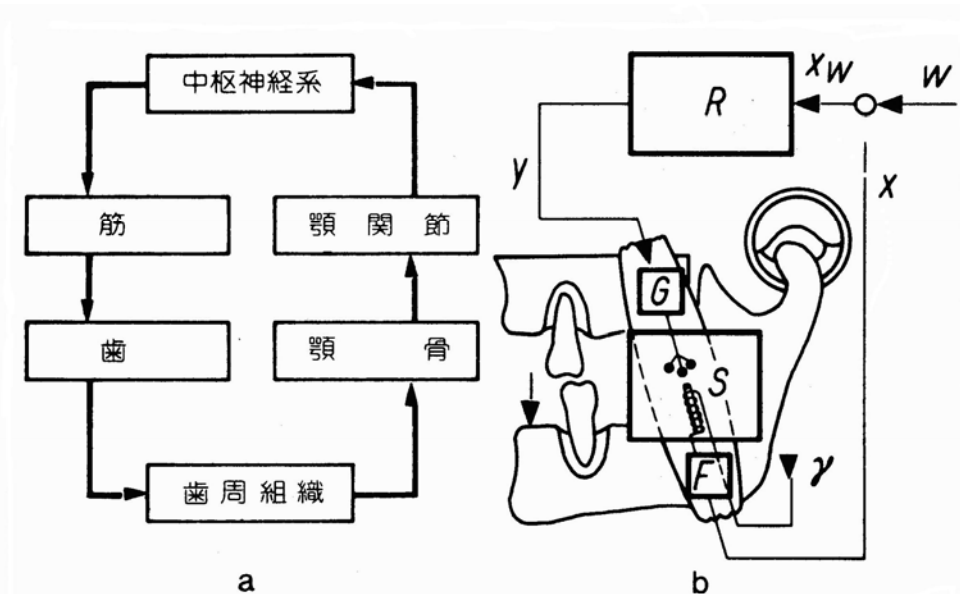
## 第 5 章の参考文献

- [1] Tjan AHL, Nemetz H, Nguyen LTP, Contino R. Effect of tray space on the accuracy of monophasic polyvinylsiloxane impressions. J Prosthetic Dent 1992; 64(1):19–28.
- [2] Boulton JL, Gage JP, Vincent PF, Basford KE. A laboratory study of dimensional changes for three elastomeric impression materials using custom and stock trays. Australian Dent J 1996; 41(6): 398-404.
- [3] Gordon GE, Johnson GH, Drennon DG. The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. J Prosthetic Dent 1990; 68(1):12–15.
- [4] Lacy AM, Bellman T, Fukui H, Jendresen MD. Time-dependent accuracy of elastomer impression materials. Part I: Condensation silicones. J Prosthetic Dent 1981; 45(2):209–215.
- [5] Boulton JL, Gage JP, Vincent PF, Basford KE. A laboratory study of dimensional changes for three elastomeric impression materials using custom and stock trays. Australian Dent J 1996; 41(6): 398-404.
- [6] Gordon GE, Johnson GH, Drennon DG. The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. J Prosthetic Dent 1990; 68(1):12–15.
- [7] Johnson GH, Craig RG. Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. J Prosthetic Dent 1985; 53(4):484–490.

## 第6章 マイクロフォーカス X 線 CT を用いた上顎変形の計測

### 6.1 緒言

従来の咬合治療や診断においては、局所的な上下歯列の位置関係に限定して診断しており、頭蓋と環椎の位置関係や脊椎彎曲などに配慮することはなかった。しかし一方で、咬合と姿勢の関係に注目した研究が報告されるようになっており、全身との関係を想定して、咬合を議論することが重要であるとの認識が広まりつつある[1-5]。



a) 咀嚼系の模式図(ESCHLER)。すべての構成要素が環状に連結している。b) 制御論による咀嚼系のモデル。R：中枢の制御器、G：操作器、S：制御区間、F：検出器、x：計測値、w：中枢神経系からの目標値、Xw：偏差値、y：操作値、 $\gamma$ ：検出器の感度

Fig. 6.1 Masticatory system diagrams [6]

咀嚼系は生物学的な機能環として捉えることができ、相互に影響し合っている。歯や歯根膜などの歯周組織は、咀嚼を担う運動器としてだけではなく、受容器（センサー）としての役割も担っており、中枢神経系と結びついている（図 6.1）[6]。早期接触があると、歯周組織が感知して、それを中枢神経に伝える。中枢神経は早期接触を少しでも回避しようとして、安定な位置を求めて下顎の位置を変えようとする。その結果、顎関節のずれが生じ頭蓋と環椎の位置関係が変わり、ひいては全身骨格に歪みをもたらす可能性があると考えられる[7]。図 6.2 にその概念を示す。歯周組織は関節を介して全身とつながっており、中枢神経が早期接触回避の為にバランスを取ろうとする時、全身の骨格や姿勢に影響を与えることが考えられる(図 6.2 (b))。

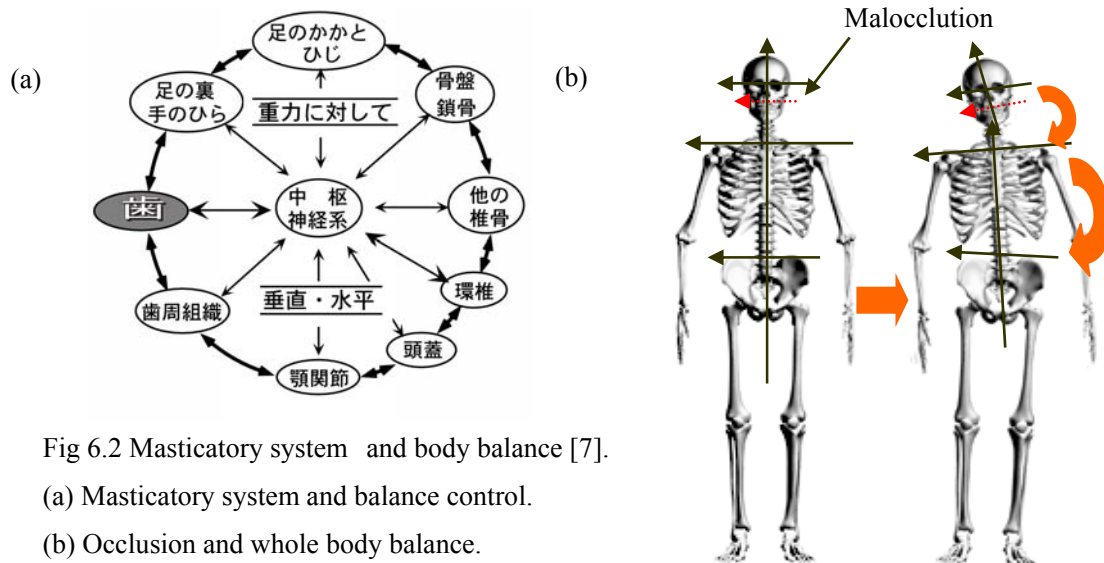


Fig 6.2 Masticatory system and body balance [7].

(a) Masticatory system and balance control.

(b) Occlusion and whole body balance.

これらの因果関係が完全に証明されているわけではないが、実際の診療現場において、咬合の不調和を訴える被験者の姿勢に問題があるケースに遭遇している歯科医師は多い。これらの知見から「全身の骨格に歪が分散された状態で口腔内だけを診断しても意味はなく、全身に伝搬した歪みを矯正した状態で診断をすることが望ましい」という考え方に至った。また、「早期接触の回避のためにおこる下顎位の変化に基づく咬合異常（Malocclusion）でもたらされた上顎の歪みを、上顎のアーチ部に圧力を加えることで矯正できるのではないか」と考えた[7]。

本章では上記仮説を裏付けるためのデータを得るため、咬合調整後咬合圧をかける前後の上顎の形状比較を行った事例について報告する。また、同じ第4章で説明した咬合治療において、印象採得とほぼ同じ要領でトレーと印象材を口腔内に挿入し、一定時間垂直方向に上顎に荷重を加える（以降圧接と呼ぶ）行為をおこなった事例について、他の被験者の事例も併せて紹介する。

早期接触の回避のためにおこる下顎位の変化、およびそれに基づく咬合異常（Malocclusion）を実際の被験者で実施する事は倫理上許されない。そこで FEM 解析などのコンピューターシミュレーションで現象を解明しようという試みがなされており、不正咬合が脊椎の神経系に影響を与える可能性があることを FEM 解析で示した事例が報告されている[8]。FEM は応力分布を求めるには適しているが、複雑な関節や筋肉の動きを扱うには不十分である。自動車の搭乗者ダミーへの衝突インパクトシミュレーション向けに開発されたマルチボディ解析手法（MADYMO、TNO ジャパン）[9]を用いて、脊椎の各部位を剛体モデルとして扱い、片側咬合が脊柱に影響を与えることを示した事例が報告されている[10]。

本章では、シミュレーションで利用するための上顎モデルを、マイクロフォーカス X線CTを用いて作成した。京都大学再生医科学研究所が所有する人骨標本を利用した。上顎の変形を議論するため骨の厚み計測を行い、厚みが薄い領域を可視化する試みを行った。これらの結果をふまえ、上顎、口蓋の変形のメカニズムについて考察した。

## 6.2 実験方法および解析方法

### 6.2.1 咬合圧による上顎の変形

第4章で述べた咬合治療の最終過程において、咬合圧をかけさせた（噛み締めさせた）後の上顎の印象を採得し、直前に採得した模型との形状比較を行った。印象や模型の作成手順や形状比較の手法は4.2節と同じである。この際、咬合調整が完了するまでは咬合圧をかけないよう（噛み締めさせないよう）配慮した。

### 6.2.2 トレーを用いた圧接による上顎の変形

上顎の歪みを矯正することを目的として製作されたトレーをバランシングトレー（Balancing tray）と命名した[7]。次にバランシングトレーの製作方法を示す。被験者の石膏模型上の咬合面部に、パラフィンワックスを一枚置く（Fig6.3 (a)参照）。さらに歯全体の緩衝のため、パラフィンワックスをもう一枚置く（Fig6.3 (b)参照）。トレーの素材には Methyl methacrylate (MMA) レジン（basing resin II, Quest Co., Aichi, Japan）を使用した。レジン成型後、柔らかくして模型に押し当ててトレーを製作した（Fig6.3 (c, d)）。歯列の咬合面にワックスをおくことで、トレーと歯列の咬合面との距離よりも、トレーと上顎アーチ部との距離を短くした点が通常的印象採得用のトレーの製作方法と異なる。

次に圧接（一定時間垂直方向に上顎に荷重を加える行為）の手順を説明する。厳密には被験者の姿勢を、器具を用いて矯正することが望ましい[11,12]が、ここでは簡易的方法でおこなった。被験者を椅子に座らせ、頭部が傾いていないこと、特に目の位置が水平になっていることを確認した。被験者は手のひらを上向きにして大腿部に軽く乗せ、膝を軽く開いた姿勢とした。座高椅子後方の中央の柱に腰椎が軽く当たるように深く腰掛けさせた後、脊椎がS字彎曲するようにした。手のひらを上向きにするとS字彎曲が得られやすい。また顎を引くよう指示し、被験者の視線が水平方向を向くよう注意した（図6.4）。



(a)



(b)



(c)



(d)



Fig 6.3 Procedure to make a balancing tray

(a) First layer of wax, Side view; (b) Second layer of wax, Top view;

(c) tray with dental cast; (d) Balancing tray, Final view.



Fig. 6.4 Compressing maxilla with balancing tray.



自動混合タイプの2液性印象材、hydrocolloid (Tokuso AP1; Tokuyama, Japan)をトレー上に盛り、被験者の口腔内に挿入した。補助作業を行うアシスタントに、被験者頭部後方を保持させ、印象を盛ったトレーを両手で保持し、垂直方向に5から7 kgfの荷重を約5秒間かけた。いったんトレーをはずし、印象材を交換した後、同様の作業を繰り返した。最後に通常の方法で印象を採得し、術後の石膏模型を製作した。マイクロフォーカスX線CTで3次元計測を行い、術前の模型との形状比較を行った。

圧接により荷重を加えようとしている領域を図 6.5 中赤破線で示す。トレーによる圧接については、第4章の被験者以外の6症例を挙げた。

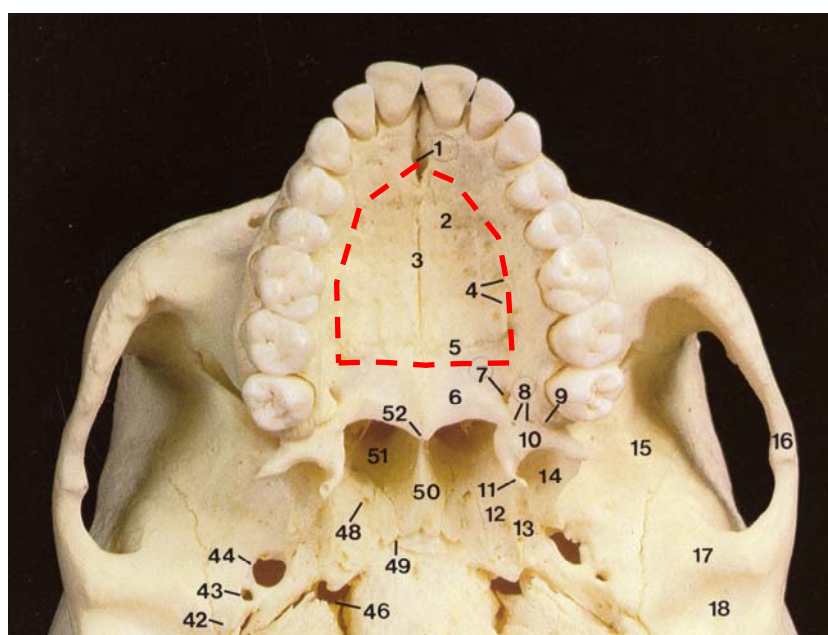


Fig 6.5 Maxilla, Bottom view [13]

- 1 Incisive fossa 切歯窩
- 2 Palatine process of maxilla  
上顎骨の口蓋突起
- 3 Median palatine suture  
正中口蓋縫合
- 4 Palatine grooves and spines  
口蓋溝と口蓋棘
- 5 Transverse palatine suture  
横口蓋縫合
- 6 Horizontal plane of palatine bone  
口蓋骨の水平板
- 7 以降は省略

### 6.2.3 頭蓋標本における上顎骨の厚み計測

人骨（頭蓋）標本（乾燥状態）をマイクロフォーカスX線CTで計測した。撮影条件は管電圧：160kV、管電流：0.06mA、透視画像の枚数：600枚（すなわち360°回転させる間に0.6°おきにデータを収集）、露出時間：320秒、再構成マトリックス（画素数）512x512画素：視野：93mm、1画素の大きさ：0.182mmとした。

骨の厚みの薄いところの変形を起こしやすい箇所と考えられる。骨の厚みを計測するには、断面を表示し画面上で寸法を計測する方法があるが、局所的な厚みの計測であって3次元的な全体の厚みの分布を知ることはできない。VG Studio Softwareの厚み機能（Wall thickness measurement）を用いると3次元的な厚み分布が計測できる。上顎骨の口蓋突起（Palatine process of maxilla）と口蓋骨の水平板（Horizontal plate of palatine bone）（図 6.5 参照）の厚み分布を3次元画像に重ねて表示した。得られた3

次元画像をもとに厚みを計測し、厚み 0.1 mm 以上 2 mm 以下の領域に色をつけて、3次元画像に重ねて表示した。

### 6.3 結果および考察

#### 6.3.1 咬合圧による上顎の変形

図 6.6 に咬合圧がかかる前後の変形を示す。図 6.6 中楕円で囲んだ領域は、紙面後方（頭蓋にとっては上方）に変形した領域である。その平均変形量は約 0.3 mm で、正中線（Midline）に対してほぼ対称であった。

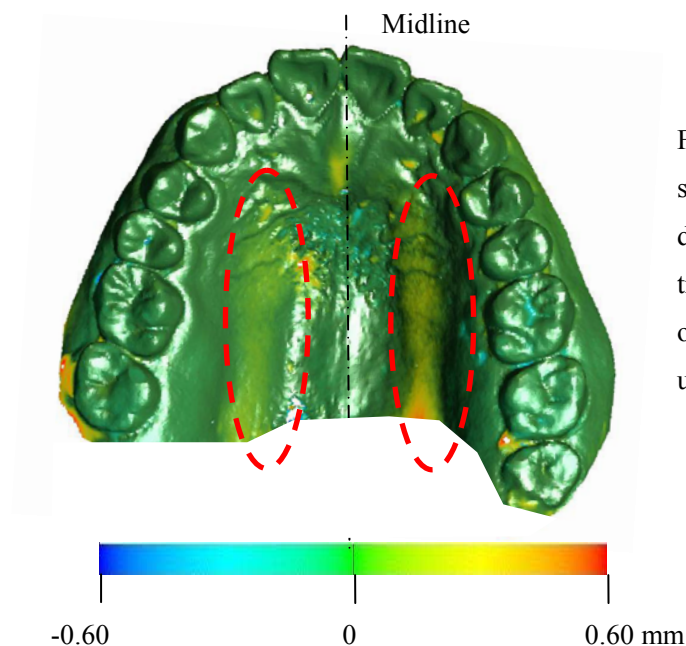


Fig.6.6 Superimposition of the two sets of computer models showed deformation at the final stage of the treatment. The areas with two ellipses of dotted lines showed were moved upward.

図 6.7 に第一大臼歯付近の上顎の縦断面の模式図を示す。上顎の機能咬頭 (Functional cusp) は舌側である (図 3.26 参照)。ここに咬合圧が加わると (図中矢印 A) 歯軸 (Tooth axis) に対して舌側にずれた位置に力が作用するため、歯に回転モーメントがかかり、上顎のアーチ部を開く方向 (図中矢印 B) に力が作用するのではないかと考えられる。この結果、図 6.6 に示されたような上顎アーチの変形が起こったと推定される。

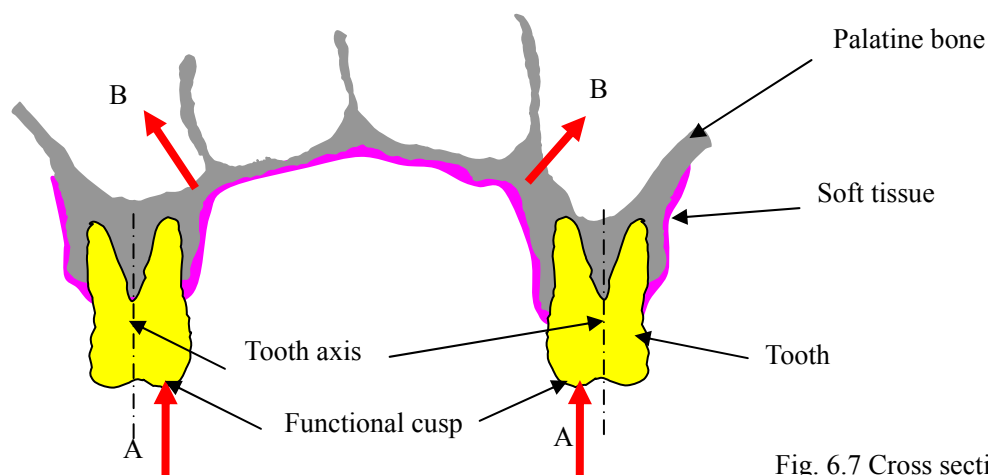


Fig. 6.7 Cross section of maxilla  
Deformation by occlusal force

この左右対称の変形は、左右均等に機能咬頭に荷重がかかった結果であり、いわば理想的な咬合圧によって起こったと考えられる。逆にいうと、この左右対称な変形が観測されることが、バランスの取れた咬合圧がかかっていることを示し、ひいては治療効果の判断材料の一つになる。

#### 6.3.2 トレーを用いた圧接による上顎の変形

図 6.8 に第 4 章の症例において観測されたバランシングトレーによる圧接の前後の形状変化を示す。図中破線で囲んだ領域 A においては、紙面後方（頭蓋にとっては上方）に平均約 0.18 mm 変形した。左の第 2 臼歯、破線部 B 部分は紙面後方（頭蓋にとっては上方）に 0.10 mm 変形した。領域 C は紙面前方（頭蓋にとっては下方）に約 0.21 mm 変形した。これらの変形は、図 6.6 に示されたような左右対称の変形ではなかった。図 6.9 に他の 6 例を挙げた。

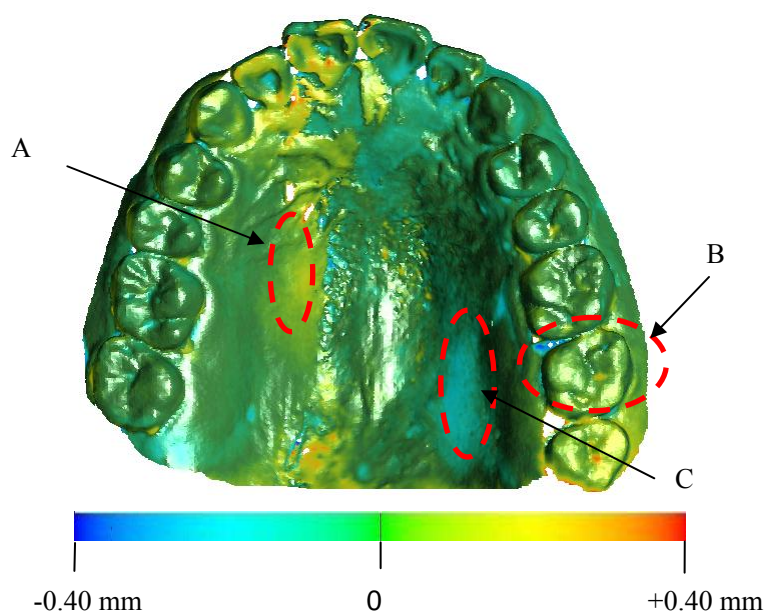


Fig 6.8 Superimposition of the two sets of the computer models of the maxilla taken before and after maxilla compression using a custom tray. The reference model was “after” compression and the target model was “before” compression. The areas deformed and moved upward are shown in yellow.

Fig. 6.9 (a)

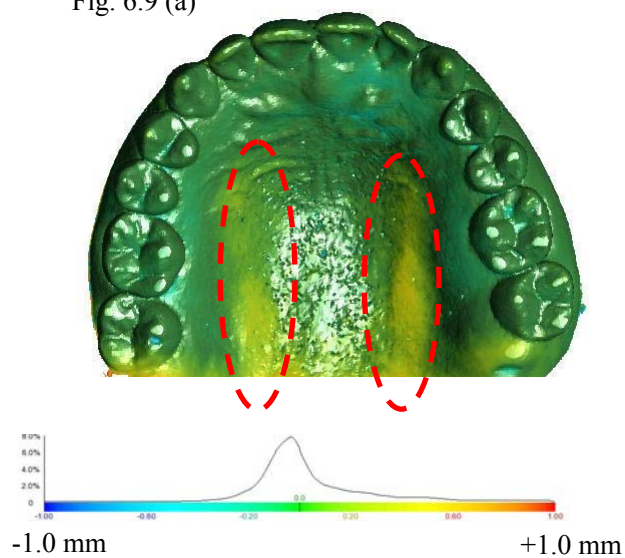


Fig. 6.9 (b)

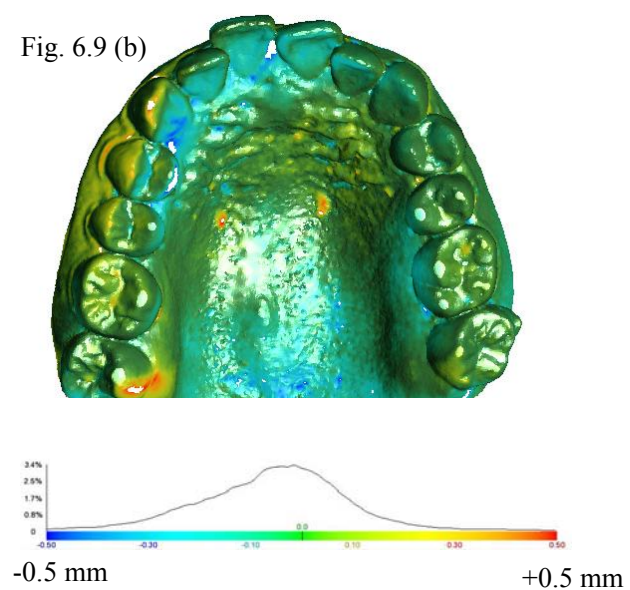


Fig. 6.9 (c)

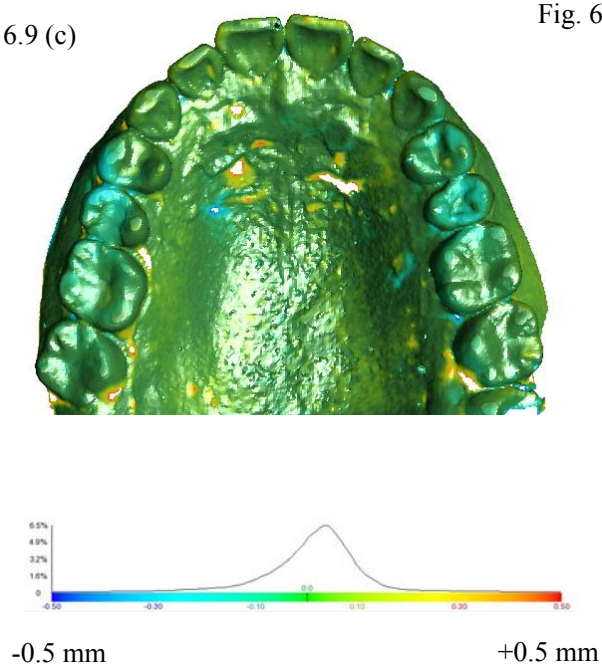
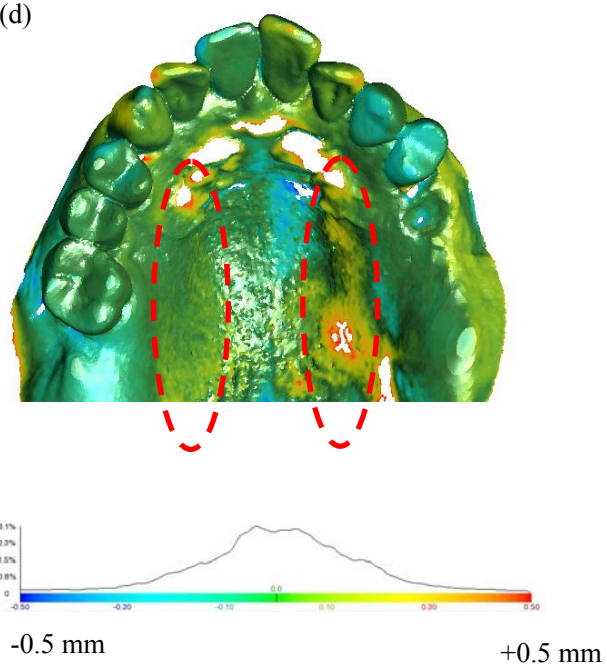


Fig. 6.9 (d)





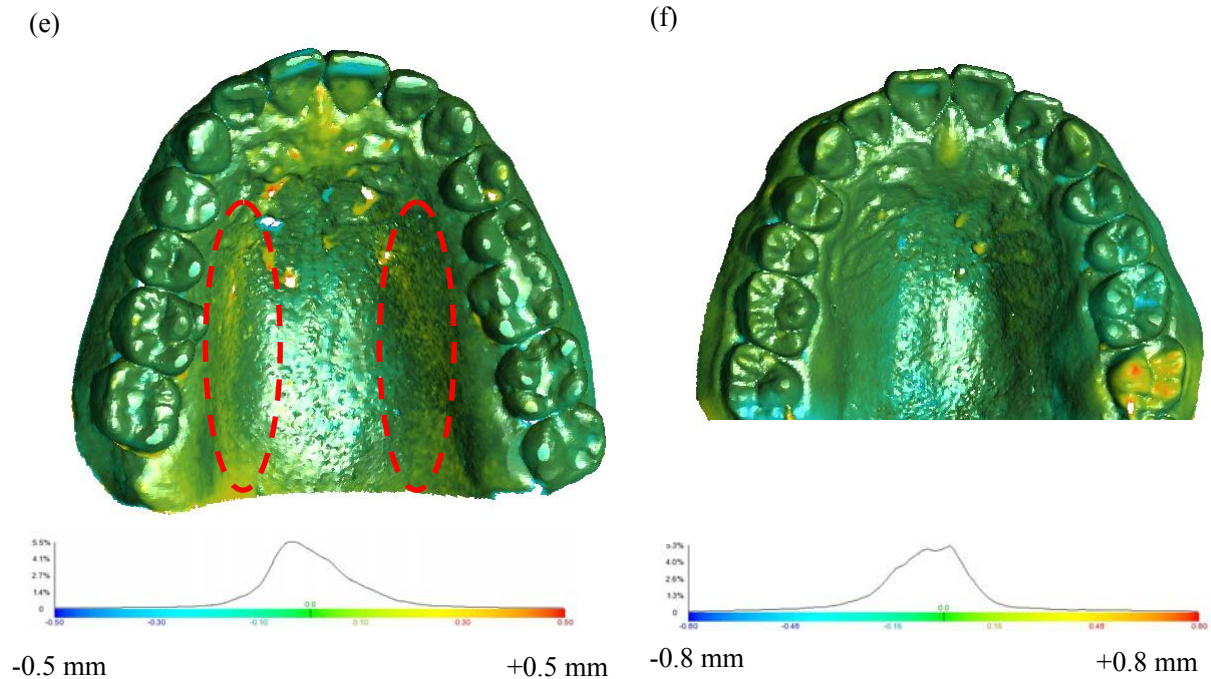


Fig 6.9 Superimposition of the two sets of the computer models of the maxilla taken before and after maxilla compression. Six clinical cases.

6例全てにおいて0.1 mmを越える変形が観測された。また変形の起こり方には個人差があることがわかった。正中線に平行な方向に对称な変形は3例観測された。この変形は図6.6の咬合圧による変形に類似している。

下顎については、その形状がU字型であるため、咀嚼時にかかる荷重によって、下顎顆頭（顎関節の下顎側）間の距離が変化することは知られている[14]。しかし上顎に関しては、子供のケースを除き通常は変形しないものと考えられている。成長期には、噛むことで上顎に引っ張り応力がかかり、上顎骨を広げる力が加わって正中口蓋縫合が広がり、骨のリモデリングにより、口蓋部のアーチが大きくなることが知られている[15-19]。また顎顔面のリモデリングの可能性を示唆する報告もある[20]。このように、ある程度時間をかけて起こる変形は報告されているが、短時間に起こる現象として上顎の変形を取り扱った報告はない。その為、今回観測された変形は軟組織の変形によるものではないかという指摘が起こりうる。この指摘について考察する。

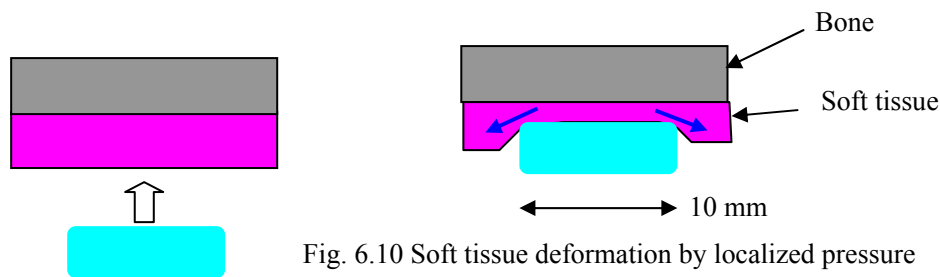


Fig. 6.10 Soft tissue deformation by localized pressure

部分義歯装着時等 10 mm 以下程度の範囲で軟組織に局所的に荷重が加わるケースでは、軟組織内部に含まれる水分が、荷重のかかっていない領域に移動することによって変形が起こる（図 6.10 参照）。しかしながらトレーによる圧接の場合、印象が硬化していない状態で、粘性のある流動体を介して荷重が加わっているため、実質的には上顎アーチ部全体にほぼ均一に荷重がかかっているものと推定される（図 6.11 参照）。印象が接触している領域はほぼ上顎アーチ部全体であり、水の移動による軟組織の変形が起こっているとは考えにくい。またトレーを口腔内から取り出す際は、圧縮空気を印象材と口蓋の軟組織の隙間に注入して剥がす必要があるほど印象材が密着しているため、仮に軟組織の局所的な変形があったとしても、この過程で形状が復元していると考えられる。よって今回観測された変形は軟組織の変形によるものではなく、上顎骨の変形によるものと考えられる。

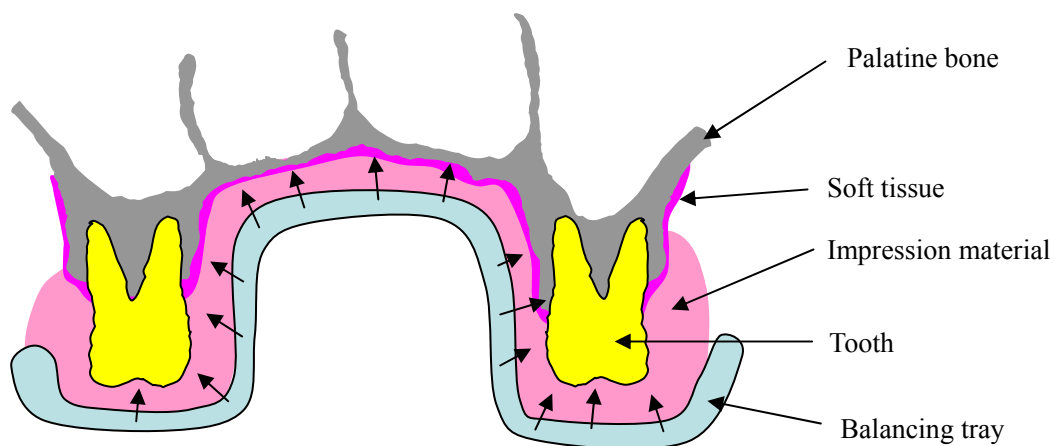


Fig. 6.11 Cross section of maxilla: Compression of maxilla by balancing tray

トレーによる圧接時の荷重分布は、等価的に均等でバランスの取れた理想的な咬合圧力がかかったときに近い圧力分布がかかっているのではないかと推定される。被験

者の咬合の調和が取れている場合は上顎の変形が少なく、そうでない場合は変形が大きくなるものと考えられ、変形の場所や大きさに個人差があるという結果（図 6.9）につながる。歯の欠損も、変形の分布に関係してしているのではないと思われる。非対称の変形が見られた被験者は、異常な咬合圧がかかっていたことにより上顎が変形していたのではないかと推定される。しかしながら、今回の測定結果や症例はこれらの仮説を説明するには十分とはいえない。今後は、さらにN数を増やして上顎の圧接前後の変形を詳細に検討したい。

### 6.3.3 頭蓋標本における上顎骨の厚み計測

図 6.12 に人体の頭部標本のマイクロ X 線 CT 画像を示す。図は第一大臼歯を通り上顎骨縦断面から後方のデータを消去し、後方より前方を見た 3D 表示（レンダリング画像）である。上顎骨の口蓋突起部において、比較的薄い領域が存在する（図中赤矢印）ことがわかる。大きな空洞（鼻空）以外にも、歯の根幹部分の上にも大きな空洞が存在することがわかる。インプラントで金属を挿入させる場合その挿入深さを厳密にコントロールできないと、空洞の境界の薄い骨（図 6.12 黄色矢印）を貫通させてしまうリスクが存在することが断面図から予測できる。

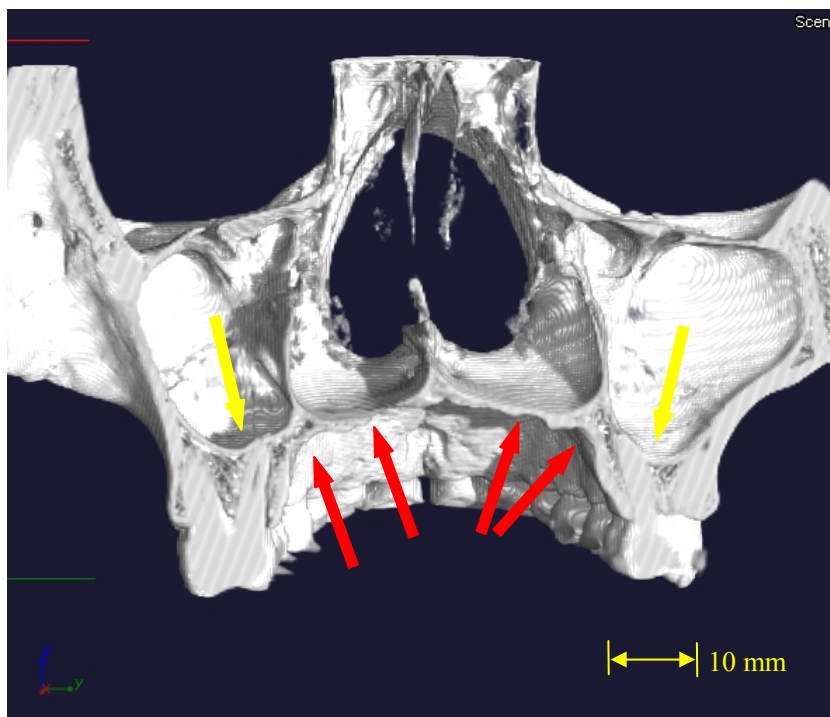


Fig. 6.12 Human dry skull cross section



図 6.13 に厚み 0.1 mm 以上 2 mm 以下の領域に色をつけて、3 次元画像に重ねて表示した。歯列の先端部が表示されていないのは、計算時間短縮のため、測定対象領域を限定したためである。この標本の場合、厚みは左右対称ではなかった（図中矢印 A の領域が薄い）。緑の領域は厚みがほぼ 1 mm である。上顎骨、口蓋骨の水平部の厚みは 1 mm 以下であることがわかった。また、斜めから見た画像においては口蓋溝の領域が他よりも薄いことがわかった（図 6.13(b)中のエリア B, (c)中のエリア C 参照）。

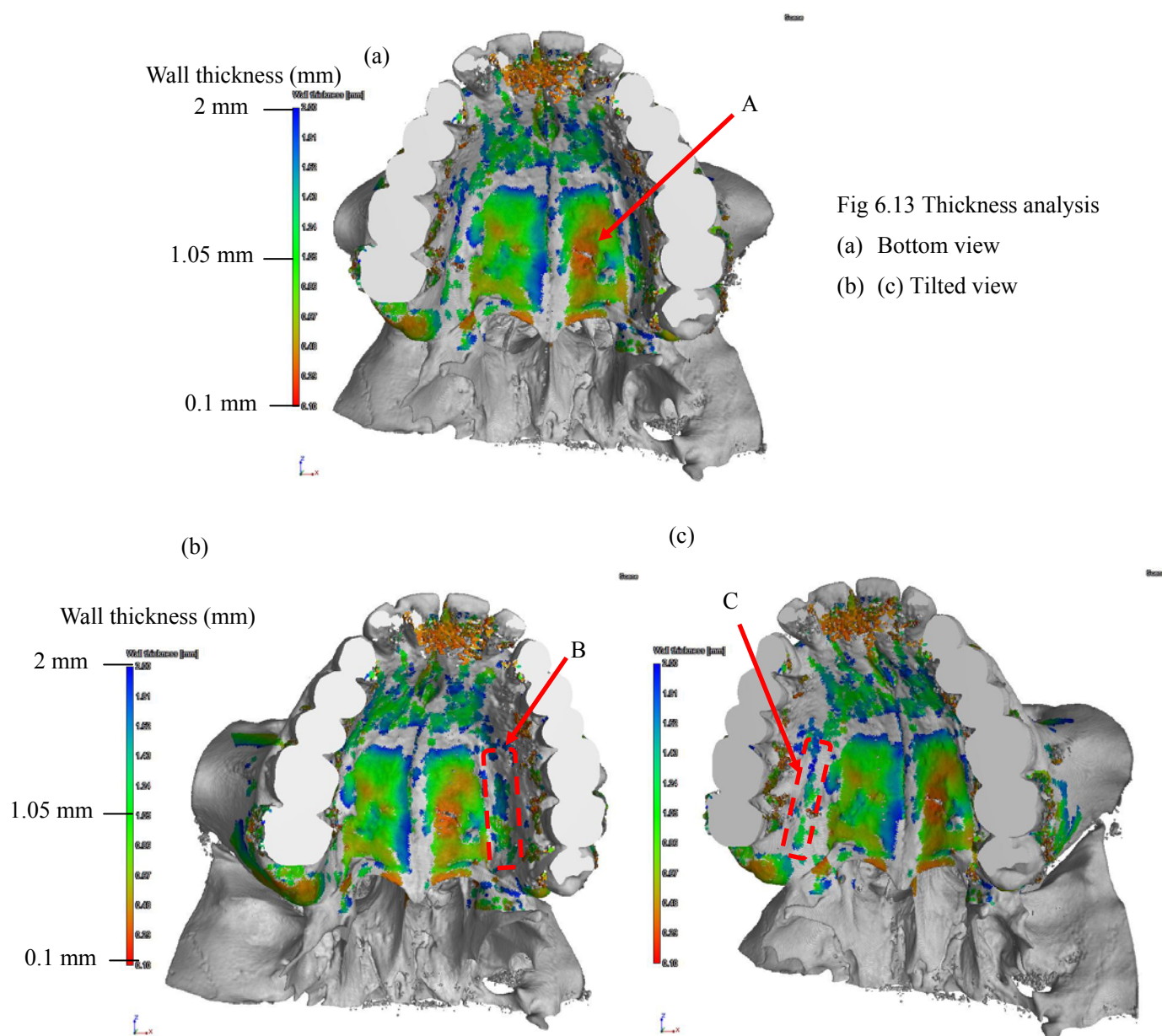


Fig 6.13 Thickness analysis

(a) Bottom view

(b) (c) Tilted view

当初、口蓋の正中線に平行に、薄い領域が分布しているのではないかと想定したが、実際にはそのような厚み分布をもっている箇所は、口蓋溝の領域に存在した。トレー

による圧接や咬合圧がかかったことによる変形は、図 6.6、図 6.9 (a), (d), (e)に認められるように（赤の破線の楕円で囲んだ領域）、口蓋骨の水平板のなかで、口蓋溝に近い箇所が変形している事例が多い。

今後は、得られた頭蓋標本の 3D モデルを利用して FEM 解析を行い、咬合圧をかけた場合の応力分布と、口蓋を圧接した場合の応力分布の相関を求めることで（図 6.7 と図 6.11 参照）これまでに観測された現象を力学的に解明したい。

#### 6.4 結言

咬合圧がかかる前後の上顎の変形や、トレーによる圧接による上顎の変形を調べ以下の結果を得た。

(1) 咬合圧がかかることで平均約 0.3 mm で、正中線（Midline）に対してほぼ対称に口蓋溝に沿って上顎アーチが広がる方向の変形が観測された。

(2) トレーと印象材を用い、上顎を圧接することで変形が起こることが示された。変形の起こり方には個人差があることがわかった。その変形の中には、咬合圧による変形に類似したもの、すなわち正中線に対してほぼ対称に上顎アーチが広がる変形が観測された。

(3) 人骨（頭蓋）標本（乾燥状態）をマイクロフォーカス X 線 CT で計測した。3 次元的な厚み分布を計測し、上顎骨、口蓋骨の水平部の厚みが 1 mm 以下であること、および口蓋溝の領域は他よりも厚みが薄いことがわかった。

今後の研究として、ここで得られた 3 次元モデルをもとにシミュレーションを行い、咬合圧による上顎の変形や、トレーで圧接することによる上顎の変形のメカニズムを解明したい。

#### 第 6 章の参考文献

- [1] 齋藤隆哉、植木誠、西巻仁、浅沼直樹、小出馨、歯科治療時における頭位と体位が下顎位に及ぼす影響、歯学、Vol. 88, No. 1, pp.107-112, 2000.
- [2] 西巻仁、小出馨、植木誠、浅沼直樹、齋藤隆哉、歯科治療時の体位による下顎位の変化に関する臨床的研究、補綴誌 Vol. 46, pp. 64-72, 2002.
- [3] 續 肇彦、全身症状を訴える症例に対する下顎位の設定と咬合採得の実際、特に姿勢位との関係について、補綴臨床 Vol. 26, No. 5, pp. 565-574, 1993.
- [4] 吉松 正、種々の姿勢位における下顎の等尺性水平運動時の頸、肩、背部の筋活

- 動、補綴誌 Vol. 34, pp.157-166, 1990.
- [5] 関根 弘、岸 正孝、安達 康 他、姿勢因子を導入した下顎位診断法について、補綴誌 Vol. 24, pp. 94, 1980.
- [6] 田端恒雄、河野正司、福島俊士共訳、ケルバーの補綴学（第1巻）
- [7] 神奈川歯科大学研究員、いちよしデンタルケアクリニック院長、中村昌幸氏とのプライベートコミュニケーション
- [8] Tsutsumi S, Doi K, Pseudo 3D computer simulation for pathogenesis and rehabilitation of cervical spine deformity by malocclusion. *International J Industrial Ergonomics* 1992; 9:137-144.
- [9] TNO ホームページ <http://www.tno.co.jp>
- [10] 内藤貴美子、堤 定美、若月英三、3次元シミュレーションを用いた片側咬合による脊柱の変化に関する研究、昭和歯学会雑誌、Vol. 21, No. 2, pp. 242-248, 2001.
- [11] 診断用いす、特許第 03981365 号
- [12] United States Patent Medical Chair: US7255708
- [13] McMinn, Hutchings, Login 佐藤達夫訳、頭頸部解剖アトラス、南江堂
- [14] Koriath TWP, Hannam AG, Deformation of the Human Mandible during simulated tooth clenching. *J Den Res* 1994; 73(1): 56-66.
- [15] Meikle MC, Remodeling the dentofacial skeleton: The biological basis of orthodontics and dentofacial orthopedics. *J Den Res* 2007; 86(1): 12-24.
- [16] Behrents RG, Carlson DS, Abdelnour T, In vivo analysis of bone strain about the sagittal suture in *Macaca mulatta* during masticatory movements. *J Dent Res* 1978; 57: 904-908.
- [17] Yu HS, Baik HS, Sung SJ, Kim KD, Three-dimensional finite-element analysis of maxillary protection with and without rapid palatal expansion. *European J Orthodontics* 2007; 29:118-125.
- [18] Herring S, Mucci RJ, In vivo strain in cranial sutures: Zygomatic Arch. *J Morphology* 1991; 207:225-239.
- [19] Wanemans PAHM, Kuijpers-Jagtman AM, Sutures and forces: A review. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop* 1988; 94(2): 129-141.
- [20] 中井隆介、吉田宏昭、東高志、堤定美、久津木学他、咀嚼力による顎顔面骨の力学的適応変形に関するシミュレーション、日本臨床バイオメカニクス Vol. 22, pp. 369-373, 2001.

## 第7章 結論および今後の展開について

第2章ではマイクロフォーカスX線CTの技術進歩について解説した。X線の簡単な原理を解説し、X線の発見から産業用への応用の歴史や、医療用と産業用のCT装置の違いについて説明した。高分解能の形状計測を可能にしたマイクロフォーカスX線源や検出器などの要素技術、およびシステム構成について述べた。また画質に影響を与える測定パラメータについて述べた。CT画像をもとに3次元のモデリングを行い、形状を比較した事例や構造解析シミュレーションに応用した事例を紹介した。最新の技術動向として高分解能化、高速化の試みについて解説した。

第3章では、歯科領域への応用として、マイクロフォーカスX線CTを用いた歯列石膏模型の3次元の形状計測手法を考案した。標準ゲージを作成し、接触式計測手法との比較によって精度の検証を行った。また実際の歯列模型を用いて、光学式計測手法と比較した。アルミ製のマーカーを上顎模型に装着し、バイトとセットで計測する手法により、上下顎の位置関係を精密に計測することができた。標準模型を用いて、実際の模型間の隙間の距離分布を計測し、歯列の3次元モデルに分布を重ねて表示できることを示した。

第4章では、上下顎の3次元歯列形状と、その距離分布を定量的に計測する手法を実際の咬合治療に応用した事例を紹介した。歯列の3次元モデルに、咬合距離の分布を重ねて表示し、咬合治療の前後において臼歯部間の距離が変化したことを明らかにした。

第5章では、シリコーンゴム印象の形状を直接計測する手法を提案した。直接シリコーンゴム印象が計測することにより、印象から模型への変換プロセスが不要になり、精度が向上した。

第6章では、咬合治療の臨床において得られた観察事例を紹介した。咬合圧がかかる前後の上顎の3次元形状を比較したところ、上顎のアーチの空間が広がるような形状変化が見られた。均等な変形は、理想的な咬合圧によって起こると考えられ、治療効果の判断材料の一つになることが示唆された。

咬合治療はこれまで臨床現場の経験に支配される部分が多く、その成果、効果は被験者の主観に依存していた。客観的評価手法の出現が望まれる中、マイクロフォーカスX線CTは咬合診断を支援するものとして期待できる。今後は、治療過程の客観的記録と臨床データを蓄積することで、咬合治療のノウハウを数値化することを目指し

たい。

口腔内で人工的な補綴物をいれていない人（いわばう蝕（虫歯）のない人）は非常に限られる。クラウン等、補綴物がある限り咬合調整は避けられない課題である。実際にはどこの教育機関においても、系統立てて咬合調整のノウハウを指導する事はできていない。未だに診療台に被験者を寝かせたまま、噛み合わせを診断している歯科医も多い。本研究は、咬合診断という補綴学における長年の課題に、計測という観点から光を当てる事になるものとなる。

## 謝 辞

本論文を執筆するにあたり、終始変わらぬ厚意あふれるご指導及びご鞭撻を賜りました京都大学工学研究科 北條正樹教授に心より厚く御礼申し上げます。またご助言を賜りました京都大学工学研究科 松原厚教授、同 再生医科学研究所 玄丞侏准教授に深く感謝いたします。元 再生医科学研究所 シミュレーション医工学分野 堤定美教授（現日本大学歯学部教授）には、医歯学と工学の境界領域の興味深いテーマでご指導いただきました。感謝いたします。

神奈川歯科大学 高次口腔科学研究所 客員研究員、いちよしデンタルケアクリニック院長、中村昌幸博士には、厚いご支援とご協力をいただきました。歯学領域に門外漢であった私に、基礎からご指導いただき、また議論を深めるにあたって多くの時間を割いてくださいました。感謝申し上げます。咬合治療や模型の製作においてご協力いただいた、いちよしデンタルケアクリニック、福井友博士、一美歯科、大友廣則先生、長谷川朋先生、中倉忠男先生、金 尚哲先生に厚く御礼申し上げます。

マイクロフォーカスX線 CT の開発においては、島津製作所 分析計測事業部 NDI ビジネスユニット、塩田忠弘、岸 武人、大西修平、山田勝雄、前田裕樹、枝廣雅美の各氏の貢献なくしてはありえませんでした。ここに敬意を表します。また社会人博士課程への進学にあたりアドバイスいただいた島津製作所 知的財産部 開本 亮氏に深く感謝いたします。

画像処理やソフトウェアにおいて貴重なアドバイスをいただいた日本ビジュアルサイエンス株式会社(NVS)社長、滝 克彦氏に心より感謝申し上げます。

最後に、常にそばで支えてくれた妻、秀子に心から感謝します。





## 本研究に関する発表論文および講演

P: Proceedings

J: 査読付き論文

### 第2章

J1: Progress of micro-focus X-ray systems for fluoroscopic and computed tomography

Akira Hirakimoto, Shuhei Ohnishi, Hiroki Maeda, Taketo Kishi, Tadahiro Shiota, Tomomi Tamura, Masaaki Ukita, Shin Fujita, Masayuki Kamegawa

Spectrochimica Acta Part B: Atomic Spectroscopy 2004; Vol. 59; pp.1101-1106

J2: 産業用 X 線 CT 技術の進展

開本亮、塩田忠弘、枝廣雅美、亀川正之、吉川暢宏

実験力学 2001; Vol. 1 No.3 pp. 127-131

P1: 現物融合エンジニアリングのためのマイクロフォーカス X 線 CT 技術

亀川正之 2005 年 精密工学会秋季大会シンポジウム

P2: マイクロフォーカス CT 装置の技術進展と応用

亀川正之 島津評論 Vol. 62, No. 1.2, 2005

P3: マイクロフォーカス X 線 CT 装置の開発

亀川正之 2004 年 第 10 回日本コンピュータ歯科医学会 第 31 回歯科人工知能研究会

### 第3章

J3: 3-D morphological measurements of dental casts with occlusal relationship using a micro-focus X-ray CT

Masayuki Kamegawa, Masayuki Nakamura, Sadami Tsutsumi, Masaki Hojo.

Dental Materials Journal, 2008; Vol. 27(4); pp. 549-554

P4: マイクロフォーカス X 線 CT を用いた上下顎石膏模型およびその咬合関係の 3 次元計測

亀川正之、中村昌幸、北原一慶、堤 定美

日本歯科理工学会第 49 回学術講演会抄録集、札幌コンベンションセンター 2007; pp. 186

#### 第 4 章

J4: 3-D morphological assessment of occlusal treatment by measuring dental casts with a micro-focus X-ray CT

Masayuki Kamegawa, Masayuki Nakamura, K. Kitahara, H. Ohtomo, T. Hasegawa, T. Nakakura, S. Tsutsumi

Journal of Oral Rehabilitation 2008; Vol. 35; pp. 382–389

P5: マイクロフォーカス X 線 CT を用いた模型の 3 次元形状計測による咬合治療評価

亀川正之、中村昌幸、福井 友、堤 定美

日本補綴歯科学会第 117 回学術大会抄録集、名古屋国際会議場 2008; pp. 98

#### 第 5 章

J5: Direct 3-D morphological measurements of silicone rubber impression by using a micro-focus X-ray CT

Masayuki Kamegawa, Masayuki Nakamura, Tomo Fukui, Sadami Tsutsumi, Masaki Hojo  
Dental Materials; Submitted

P6: マイクロフォーカス X 線 CT を用いたシリコーンゴム印象の 3 次元形状計測

亀川正之、中村昌幸、福井 友、堤 定美

日本歯科理工学会第 51 回学術講演会抄録集、鶴見大学 2008; pp. 186

## 特許リスト

X線 CT・透視装置	特許第 04088737 号
X線撮影装置	特開 2001-203095
X線 CT 装置	特開 2002-055062
X線透視装置	特開 2002-062269
X線透視検査装置	特開 2002-202272
X線 CT 装置	特許第 03491610 号
X線透視装置	特許第 03487292 号
X線透視撮影装置	特許第 03531623 号
X線透視撮影装置	特開 2002-323462
X線透視装置	特許第 03891285 号
バンブ検査装置	特許第 03969337 号
X線 CT 装置	特開 2006-003122
X線 CT 装置	特開 2005-351879
X線透視装置	特許第 04143859 号
X線透視装置	特開 2006-090793
X線透視装置	特開 2006-133008
X線 CT 装置	特開 2006-189342
X線 CT 装置	特開 2006-214841
X線 CT 装置	特開 2006-242611
コンピュータ断層撮影装置	特開 2006-292462
X線透視装置	特開 2007-139590
X線 CT 装置	特開 2007-147313
X線透視装置	特開 2008-145394
X線 CT 装置	特開 2008-145394
X線 CT 装置	特開 2008-185359
X線検査装置	特開 2008-175555
診断用いす	特許第 03981365 号
United States Patent	X-ray CT Apparatus: US7016465
United States Patent	Medical Chair: US7255708